Image dynamique



R Capdeville : Radiologiste de l'Hôpital International de l'Université de Paris

Traité de Radiodiagnostic VI - Principes et techniques d'imagerie : 35-065-A-10 **(1990)**

Résumé

Dès le début de l'utilisation médicale des rayons X, les médecins ont cherché à obtenir des images dynamiques. La découverte de la luminescence, provoquée par les rayons X au contact de certains sels cristallins, a permis le développement de la radioscopie. Ce fut pendant près de soixante ans le seul moyen d'observer des organes en mouvement, en plaçant le sujet entre la source de rayonnement et une plaque, recouverte de sel luminescent, l'écran. La luminosité de ces écrans était très faible et nécessitait une observation dans la pénombre, après une longue période d'accommodation de l'oeil à l'obscurité. Ce procédé, d'un très faible rendement, ne permettait à l'oeil humain de ne percevoir que le 1/10 000 des photons émis. Il était impossible de discerner de fins détails, et seules des structures suffisamment volumineuses et contrastées pouvaient être observées. En outre, cette radioscopie nécessitait des doses de rayonnement importantes, irradiant le patient comme l'observateur.

De tels inconvénients ont naturellement amené à rechercher :

- *une augmentation de l'intensité lumineuse ;*
- *une amélioration de la définition (résolution spatiale) ;*
- *une réduction de l'irradiation.*

Ces études ont abouti à la mise au point de l'amplificateur de luminance qui, couplé à une chaîne de télévision, a permis de réaliser la radioscopie télévisée, et a finalement entraîné la disparition de la radioscopie dite conventionnelle.

Plan

Haut de page

L'amplificateur de luminance

Principe

C'est un appareil utilisant toujours les phénomènes de luminescence provoqués par les rayons X au contact d'un sel cristallin, mais ce signal « primaire » y est considérablement transformé par des dispositifs électroniques, pour aboutir à une image « secondaire » de luminance (propriété active) très augmentée (et non de brillance, qui qualifie une propriété passive).

L'amplificateur est constitué par une enceinte de verre ou de métal, pour les appareils les plus récents, où doit régner un vide très poussé, et qui comprend :

- *Un écran primaire*, qui reçoit les rayons X, et dont le sel, sulfure de zinc ou iodure de césium, devient alors luminescent, réalisant une transformation rayons X photons lumineux.
- Pour obtenir un rendement satisfaisant, il est souhaitable d'utiliser tous les photons lumineux naissant sur l'écran, et pas seulement ceux que l'oeil humain perçoit dans son champ de vision. Ce problème est résolu par l'accolement à l'écran fluorescent d'une *photocathode* d'antimoniure de césium, qui émet des électrons lorsqu'elle est éclairée (transformation photons lumineux électrons).
- L'accolement étroit de l'écran et de la photocathode permet à cette dernière de capter tous les photons lumineux, ou presque, et la transformation subit un minimum de distorsion, les phénomènes de diffusion entre les deux éléments étant réduits au minimum.
- Le rendement de la photocathode, d'environ 10 %, peut déjà être comparé à celui de la radiographie dite conventionnelle, qui est de 1/10 000.
- Les électrons sont ensuite collectés et focalisés par un dispositif électronique complexe, tandis que leur énergie est augmentée par une accélération provoquée par une différence de potentiel élevée entre la photocathode et une anode disposée à l'autre extrémité de l'enceinte.
- La photocathode, accolée à la face d'entrée du tube, émet des électrons qui se dirigent dans toutes les directions.
- *Une première électrode auxiliaire* cylindrique (dite de collection), chargée négativement, enveloppe le champ d'émission, repousse les électrons, et les canalise.
- Une électrode fortement positive, l'anode, placée en aval de l'électrode auxiliaire cylindrique, capte tous les électrons, mais en ordre relativement dispersé (fig. 1).
- *Une deuxième électrode auxiliaire*, légèrement positive, est placée à la sortie de la première électrode auxiliaire, focalise alors les électrons sur l'anode de façon que chacun de ses points corresponde à un point de la photocathode. Il y a alors conjugaison des points d'émission et de focalisation. Cette deuxième électrode dite de focalisation forme avec l'électrode de collection l'*optique électronique* du système.
- En appliquant une différence de potentiel élevée, de l'ordre de 10 000 volts, entre photocathode et anode, on accélère les électrons et leur énergie augmente considérablement. Elle passe par exemple ici de 1 électronvolt (énergie de la lumière d'émission) à 10 000 électronvolts.
- L'anode est recouverte d'un sel luminescent (luminophore), et il s'y forme l'image de la photocathode. C'est l'*écran secondaire* de l'amplificateur, qui est observé à travers un verre optique dit *fenêtre de sortie*.
- L'image y est plus petite que sur l'écran primaire, inversée comme dans un système optique à lentilles, et beaucoup plus lumineuse, car tous les électrons accélérés y sont focalisés.
- Si le diamètre de l'anode est 10 fois plus petit que celui de la photocathode, les électrons y sont 100 fois plus concentrés.
- Cette dernière transformation électrons lumière visible, sur l'anode, a un rendement relativement faible, de l'ordre de 5 %.
- Cependant, si l'on effectue le produit des différents facteurs de rendement des opérations accomplies dans l'amplificateur :
- - rendement de la photocathode : 0,1
- - accélération des électrons : 10 000
- - concentration des électrons sur l'anode : 100
- - rendement de transformation de l'écran secondaire : 0,05
- - on obtient le produit 0,1 × 10 000 × 100 × 0,05 0,05 = 5 000.
- Cette valeur de 5 000, dans l'exemple choisi, représente le *gain* du dispositif, qui constitue donc un

amplificateur de luminance.

Loupe électronique et agrandissement géométrique

Si l'on dispose à côté de la deuxième électrode positive de focalisation une autre électrode positive, on déplace le foyer virtuel de l'optique électronique, ce qui change la distance focale de l'amplificateur. Lorsque ce deuxième foyer est plus éloigné de l'anode, l'image finale se trouve agrandie. Cette deuxième électrode réalise un effet de *loupe électronique*.

La surface de l'écran de sortie étant toujours utilisée dans sa totalité, la portion de l'écran primaire observée est alors plus petite. Le champ d'analyse de l'amplificateur a été réduit. En fonction du degré d'agrandissement désiré, on réalise sur le même principe des amplificateurs à plusieurs champs (fig. 2). Lorsque le diamètre du deuxième champ d'entrée est, par exemple, deux fois plus petit que le champ total, le nombre d'électrons émis par la photocathode est réduit proportionnellement à la surface d'émission. Dans le cas présent, ils sont 4 fois moins nombreux, et l'anode a une luminance 4 fois plus faible. Le gain est divisé par 4. Le seul moyen d'obtenir sur l'écran secondaire une image aussi lumineuse que dans le premier cas est d'augmenter l'intensité des rayons X reçus par l'écran primaire, c'est-à-dire de multiplier la dose de radiations par 4.

L'agrandissement électronique a donc pour conséquence une augmentation importante de la dose de rayons X. Il s'agit d'une notion capitale trop souvent négligée.

Si le foyer du tube à rayons X est de très petite dimension, de l'ordre de 0,3 mm, il est possible de réaliser un *agrandissement géométrique* sans nuire à la qualité de l'image. La distance foyer-amplificateur restant fixe, le sujet est rapproché du tube à rayons X, le champ examiné est réduit, mais agrandi par projection directe. La dose intégrale nécessaire pour obtenir l'image reste inchangée. Seule la dose peau est augmentée localement. Cet agrandissement géométrique, ou *agrandissement direct*, ne peut être pratiqué si le foyer du tube à rayons X est trop grand (cf. chap. « Qualité d'image »), et si la distance du tube émetteur au sujet examiné ne peut être réduite. Certaines tables télécommandées ont jadis permis cette technique. Elle n'est plus réalisable aujourd'hui que sur les installations de radiologie vasculaire.

Caractéristiques des amplificateurs de luminance

Chaque type d'amplificateur a des caractéristiques physiques déterminées.

- *Champ de l'amplificateur*. Pour des raisons pratiques, comme pour tout appareil d'optique, l'amplificateur est un dispositif à symétrie circulaire. L'écran primaire a un diamètre défini, c'est le champ de l'amplificateur. Il peut être de 6 pouces (16 cm), 9 pouces (23 cm), 10 pouces (25,4 cm), 12 pouces (30,8 cm), 14 pouces (36 cm), et même 22,4 pouces (57 cm). Ces dernières dimensions, 36 et 57 cm, caractérisent les amplificateurs à grand champ, de technologie particulière (cf. plus loin, enceintes métalliques). S'il comporte plusieurs champs, il est défini par leurs diamètres. Les amplificateurs modernes comportent habituellement 2 ou 3 champs. Afin de diminuer les distorsions de bords, et surtout pour des raisons techniques de fabrication, le verre de la face d'entrée qui supporte l'écran primaire est bombé, de façon à offrir une bonne résistance mécanique à la pression atmosphérique (risque d'implosion). Avec les très grands champs, cette convexité serait insuffisante pour résister à la pression atmosphérique sans une augmentation prohibitive de l'épaisseur du verre, et le verre a alors été remplacé par une feuille de métal (titane) concave.
- *Le gain* serait la caractéristique théorique fondamentale d'un amplificateur, exprimé par le rapport amplitude du signal d'entrée/amplitude du signal de sortie. Mais en pratique ce rapport ne constitue pas un « facteur de gain » car le signal d'entrée (image de rayons X) et le signal de sortie (image lumineuse) ne sont pas de même nature. Des tentatives de définition du signal d'entrée ont été réalisées en comparant la luminance d'un écran radioscopique à celle de l'écran primaire, mais ces mesures sont arbitraires. Le « gain » n'est donc pas une quantité mesurable, et constitue une notion inutilisable pour caractériser un amplificateur. Il a fallu rechercher une autre valeur permettant de comparer valablement différents appareils.
- *Le facteur de conversion*. L'amplificateur de luminance est aussi un transducteur. Il transforme en effet des photons X(mR/s.) en photons lumineux (cd/m^2, candela par mètre carré). Ces énergies

sont mesurables de façon précise dans leurs propres unités.

- On appelle *facteur de conversion* le quotient : $$G_x = \frac{cd/m^2}{mR/s}$$

- Il varie actuellement, selon les appareils, de 30 à 200 cd/m^2/mR/s.
- *Le rapport signal/bruit*. Si le signal d'entrée est faible, en raison de la faible quantité de rayons X utilisée, l'image obtenue n'est pas homogène. La répartition des photons X est discontinue et on observe une fluctuation : la fluctuation quantique, liée à la distribution aléatoire des rayons X dans le temps et dans l'espace. Cette fluctuation crée un « bruit », présentant l'aspect d'un fourmillement, qui parasite l'image et altère contraste et définition, d'autant plus que le facteur de conversion est élevé. Il n'y a donc pas intérêt à utiliser un signal d'entrée trop faible sous peine d'observer une détérioration inacceptable de l'image, en particulier dans les zones de forte opacité de l'objet.
- *Le phénomène de rémanence*. La luminescence de l'écran et l'émission d'électrons par la photocathode ne sont pas des phénomènes instantanés. L'intensité de la lumière émise par un écran croît rapidement, tandis que la décroissance de cette illumination est plus lente, après arrêt de l'excitation. La persistance de cette illumination constitue la rémanence (fig. 3). Lorsqu'on observe des objets en mouvement, cette rémanence est gênante car elle entraîne une persistance des zones claires. Un amplificateur utilisé pour l'étude des phénomènes rapides doit avoir une rémanence minimale.
- *Le pouvoir séparateur* (résolution spatiale). Le pouvoir séparateur définit la résolution d'un amplificateur en précisant les plus petits détails visibles.
- En pratique, il est exprimé en nombre de paires de lignes par centimètre, et peut être mesuré à l'aide d'une mire composée de lames opaques séparées par des intervalles radiotransparents d'égale largeur (mire de Funck). Le nombre de lames par centimètre augmente d'une extrémité à l'autre de la mire. L'observateur compte le nombre maximal de paires de lignes individualisables, c'est la *fréquence spatiale*. Ces mires sont habituellement graduées de 5 à 100 paires de lignes/cm. Le pouvoir séparateur des amplificateurs se situe entre 20 et 60 paires de lignes/cm. C'est une de leurs caractéristiques essentielles. Il varie en fait selon les diverses zones de l'écran, étant plus élevé au centre que sur les bords, où la lumière est moins intense et, plus l'écran primaire est grand, moins bon est le pouvoir séparateur en périphérie.
- C'est une des difficultés techniques rencontrées dans la mise au point des amplificateurs à grand champ. Il peut être amélioré, théoriquement, par une réduction de la dimension des grains des sels luminescents des écrans primaire et secondaire, mais cette réduction est en fait limitée car elle entraîne une perte de luminescence, et donc une diminution du facteur de conversion. Par contre, un accolement très étroit entre l'écran primaire (iodure de césium) et la photocathode, chimiquement incompatibles, a pu être réalisé à l'aide d'une simple couche de vernis transparent de quelques microns d'épaisseur, et a permis d'améliorer très sensiblement la limite de résolution. Les améliorations des optiques électroniques ont également permis de faire progresser les limites de résolution en réduisant les distorsions (défauts de linéarité). Il faut enfin ajouter que le pouvoir séparateur est fonction du contraste. Si celui-ci est trop faible, le pouvoir séparateur diminue. C'est pourquoi cette caractéristique doit être mesurée dans des conditions de contraste très précises qui sont fixées à 75 kV, avec une filtration du rayonnement primaire de 20 mm d'Al, ou de 2 mm de Cu.
- *Le contraste d'image*. Différentes causes d'atténuation du contraste de l'image doivent être combattues, car elles diminuent sa qualité. Ce sont en particulier :

- les émissions parasites de lumière à l'intérieur de l'enceinte. La lumière émise par l'écran secondaire ne doit pas revenir frapper la photocathode, par réflexion ou transmission par la paroi de verre, sous peine de donner naissance à des électrons parasites. Ce phénomène est éliminé en obscurcissant la face arrière de l'écran secondaire par une mince couche d'aluminium, et en assombrissant le verre de l'enceinte. Les enceintes des amplificateurs les plus récents ne sont d'ailleurs plus en verre, mais en métal, et cette dernière cause de « parasitage » est supprimée ;
- l'émission interne parasite de rayons X, entraînée par le choc des électrons sur l'anode, qui, en revenant frapper l'écran primaire, provoquent une luminance parasite. Ce phénomène est atténué par la réduction de la tension d'accélération des électrons, ce qui diminue d'ailleurs le facteur de conversion ;
- le rayonnement X diffusé reçu par l'écran primaire, incapable de différencier ces rayons parasites des rayons « directs ». Cet inconvénient a été résolu en plaçant devant l'amplificateur une grille antidiffusante, immédiatement à son contact. Le rapport de ces grilles se situe habituellement entre 8 et 12. Mais l'adjonction de cette grille a pour inconvénient une augmentation de la dose de rayons X. Si l'on dispose d'une grille amovible, et que l'on n'utilise qu'un petit champ, on peut alors dans certains cas se passer de cette grille et réduire la dose de rayons X, le rayonnement diffusé étant

alors peu important.

- *La fonction transfert de modulation (FTM)*. Les deux dernières caractéristiques, pouvoir séparateur et contraste d'image, résultent donc de l'interaction des précédentes, et permettent finalement de déterminer la qualité de l'image. Si l'on trace une courbe en portant en abscisse le pouvoir séparateur (pl/cm), et en ordonnée le contraste (en %), on détermine la courbe *fonction de transfert de modulation*, qui caractérise chaque type d'amplificateur. La tendance actuelle est de donner sur cette courbe deux informations complémentaires (fig. 4) :

- le pourcentage de contraste restitué par l'amplificateur pour une résolution de 10 paires de lignes par centimètre (ou 1 pl/mm) ;
- la perte de contraste dans les basses fréquences (« low frequency drop », LFD).

- Il faut noter que les basses fréquences correspondent à la faculté de représenter les grosses structures. Le pouvoir de résolution dépend donc finalement de l'utilisation qui est faite de l'amplificateur et qui pourra être différent pour la radiologie digestive (grosses structures) et pour la radiologie vasculaire (structures fines) (fig. 5).
- *L'efficacité de détection quantique (EDQ)*. C'est le quotient du rapport signal/bruit en sortie de l'amplificateur par le rapport signal/bruit en entrée. Cette notion, d'utilisation récente, définit la qualité du système d'entrée : fenêtre + écran primaire + photocathode :

$$EDQ = \frac{S/B \text{ en sortie}}{S/B \text{ en entrée}}$$

- Pour une dose de rayons X constante, si l'EDQ est élevée, le rapport signal/bruit est amélioré sur l'image de sortie. Pour un rapport signal/bruit constant sur l'image de sortie, plus l'EDQ est élevée, plus faible est la dose de rayons X nécessaire, et meilleur est le contraste. Si cette efficacité définit en fait la qualité de l'écran primaire, il faut ajouter qu'elle est directement améliorée par la transparence de la fenêtre d'entrée. Les amplificateurs les plus récents ont une EDQ située entre 52 % et 65 %, alors que des modèles plus anciens ne dépassaient pas 44 %.
- *Applications pratiques*. D'après ce qui a été dit précédemment, l'amplificateur le plus performant devrait avoir toutes les qualités suivantes, dont certaines sont difficilement compatibles :

- un facteur de conversion élevé ;
- une faible rémanence ;
- un bon pouvoir séparateur ;
- un bon contraste image ;
- une EDQ élevée.

Evolution technologique récente des amplificateurs

Plusieurs modifications importantes ont permis d'améliorer les performances des amplificateurs.

- *Changement du sel luminescent de l'écran primaire*. L'écran primaire des premiers amplificateurs était constitué de sulfure de zinc (ZnS, poids moléculaire 97,4). Ce sel a été remplacé par l'iodure de césium (CsI, poids moléculaire 260) qui, à épaisseur égale, absorbe beaucoup plus de rayons X.
- L'épaisseur de la couche de sel a donc pu être réduite et, à dose égale de rayons X, on a obtenu :

- une diminution de la fluctuation quantique ;
- un facteur de conversion plus élevé ;
- un meilleur contraste d'image.

- *Modification de la structure de l'écran primaire*. La sédimentation gravimétrique des cristaux d'iodure de césium entraînait une dispersion des photons lumineux. Elle a été très avantageusement remplacée par la vaporisation sous vide d'iode et de césium, qui entraîne la formation d'une couche cristalline ordonnée, basaltique, bien plus efficace car régulière (fig. 6).
- *Modification des enceintes*. Les enceintes de verre limitaient les dimensions des amplificateurs, et donc leur champ. Le verre est maintenant remplacé par un métal paramagnétique, tandis que les fenêtres d'entrée sont constituées de titane ou d'aluminium (fig. 7). La résistance mécanique élevée

du titane lui permet, sous une faible épaisseur, 0,25 mm, de résister au gradient de pression entre la pression atmosphérique et la dépression interne de l'enceinte. Son pouvoir de transmission des rayons X est par ailleurs important, de l'ordre de 90 %, et il entraîne une moindre perte de contraste dans les basses fréquences (LFD) et une meilleure efficacité de détection quantique (EDQ). L'aluminium, par contre, nécessite, pour des raisons mécaniques, une épaisseur plus grande (2 mm), et l'absorption des rayons X est alors supérieure à celle du titane en feuille mince (fig. 8).

- *Réduction des distorsions de bords*. Pour réduire les déformations de l'image sur les bords, l'écran secondaire n'est plus plat, mais concave vers l'intérieur, de façon à répondre exactement à la courbure de l'écran primaire. Les déformations optiques ont été réduites au minimum par le traitement informatique des différents paramètres, qui a déterminé les formes, dimensions, diamètres, et distances des écrans et électrodes internes.
- *Amélioration des optiques de sortie*. La fenêtre de sortie de l'amplificateur, formée d'une glace à faces parallèles, était le siège, au niveau de ses faces, de réflexions parasites qui formaient un voile gênant. Celui-ci a été supprimé par un traitement antireflets de la glace. Les lentilles de verre, accolées à la fenêtre de sortie de l'amplificateur, et qui constituent l'optique de sortie, étaient également le siège de réflexions parasites au niveau de leurs interfaces, engendrant un voile supplémentaire de l'image. Ici encore un traitement antireflets a permis de supprimer cet inconvénient. Une autre amélioration importante a consisté à remplacer la fenêtre de sortie en glace par une optique de fibres de verre, où chaque fibre ne transmet qu'un détail de l'image, non parasité par la fibre voisine. Ces optiques peuvent être accolées à d'autres optiques de même structure, sans perte de lumière. Leur volume peut être très faible et permet de gagner une quinzaine de centimètres par rapport aux optiques de verre, réduisant ainsi très sensiblement l'encombrement du couple amplificateuroptique de sortie (fig. 9). Toutefois, de telles optiques ne peuvent être couplées qu'à un récepteur électronique unique (caméra de télévision) et ne peuvent être utilisées pour le radiocinéma ou l'ampliphotographie, qui nécessitent des optiques à lentilles accouplées à une fenêtre de sortie en glace.
- Les améliorations brièvement analysées dans ce chapitre ont permis de réaliser des amplificateurs aux caractéristiques très différentes de celles des appareils de première génération :

- le pouvoir séparateur est passé de 20 à 60 pl/cm ;
- le facteur de conversion a été élevé de 60 à 200 ;
- le contraste a été amélioré dans toutes les fréquences spatiales ;
- la forme de la courbe FTM a été très améliorée ;
- le bruit quantique a été réduit (EDQ élevée) ;
- le champ d'entrée a pu être très notablement augmenté, pour répondre aux besoins de la numérisation, tout en obtenant une qualité d'image de plus en plus satisfaisante (fig. 10).

Vieillissement de l'amplificateur

Les caractéristiques d'un amplificateur évoluent avec le temps, et ces modifications entraînent une baisse de qualité. Cette chute, non linéaire, s'effectue schématiquement en plusieurs phases.

D'abord, après deux ans de fonctionnement environ, le rendement de l'écran primaire diminue de près de 20 %, sous l'action des rayons X. Ce rendement reste ensuite relativement constant.

Pendant les cinq à six années suivantes, la qualité de l'amplificateur reste assez stable. Cette stabilité est liée à un maintien satisfaisant du vide à l'intérieur de l'enceinte, soit par des dispositifs internes ou « getters », constitués par un métal adsorbant les molécules gazeuses, soit, pour les amplificateurs à très grands champs, par des dispositifs externes, ou pompes à ions. Lorsque ces dispositifs deviennent inefficaces, une nouvelle dégradation se produit.

Le seul palliatif consiste alors, après avoir limité au départ le facteur de conversion de l'amplificateur neuf par des diaphragmes optiques placés sur l'optique de sortie, à éliminer progressivement ces diaphragmes pour maintenir à peu près constant ce facteur de conversion.

Grâce à cette correction empirique, la durée de vie d'un amplificateur peut être évaluée à huit à dix ans.

Haut de page

Utilisations des amplificateurs de luminance

L'image de sortie de l'amplificateur de luminance peut être utilisée de plusieurs façons :

- observation directe de l'écran secondaire. Pratiquée avec les premiers appareils, elle est abandonnée depuis longtemps en raison de ses limites d'utilisation ;
- reprise de l'image par une caméra de télévision et transformation en image vidéo. C'est l'utilisation la plus courante. La numérisation de cette image vidéo a ouvert plus récemment des perspectives presque infinies ;
- réalisation d'images d'ampliphotographie ou de films de radiocinéma, transfert sur bandes magnétiques.

Ces deux dernières utilisations peuvent être réalisées isolément ou conjointement en adjoignant à l'objectif de base de l'amplificateur un répartiteur (ou distributeur d'images) à deux ou trois directions (fig. 11).

Répartiteur de lumière (distribution d'images)

Schématiquement, c'est un dispositif optique constitué :

- d'un miroir plan semi-transparent, incliné sur l'axe des rayons lumineux. Il est mobile, permettant de diriger l'image dans plusieurs directions ;
- parfois d'un miroir réfléchissant, situé derrière le précédent, et qui renvoie l'image vers la caméra de télévision, de radiocinéma ou d'ampliphotographie.

Ces boîtiers sont d'autant plus délicats et complexes qu'ils permettent des utilisations plus nombreuses (deux ou trois) (fig. 12).

Télévision radiologique

L'observation de l'image dynamique fournie par l'objectif de base de l'amplificateur est réalisée à l'aide d'une caméra de télévision, soit directement (optique à fibres de verre), soit indirectement par l'intermédiaire d'un répartiteur. Le principe de la télévision radiologique est le même que celui de la télévision commerciale ou industrielle, mais les exigences de résolution spatiale y sont plus importantes et ses caractéristiques sont très particulières.

Caméra de télévision médicale

Elle comprend essentiellement une optique et un tube analyseur auxquels sont adjoints des circuits d'analyse et de synchronisation.

- *L'optique*. Il peut s'agir d'une optique à fibres de verre directement accolée à celle de la fenêtre de sortie de l'amplificateur, ou d'une optique à lentilles, dans le cas de l'utilisation d'un répartiteur. L'image lui est alors renvoyée par le miroir semi-transparent.
- *Le tube analyseur*. Il en existe de nombreux modèles, mais ils sont toujours composés d'une enceinte, constituée d'un tube en verre cylindrique de 25 à 50 mm (1 ou 2 pouces) de diamètre, où règne le vide, et qui contient :

- une source d'électrons (filament) ;
- un canon à électrons, dispositif de focalisation, qui les concentre en un faisceau très fin ;
- une cible de détection, sensible à la lumière ;
- un enroulement déflecteur, situé à l'extérieur du tube, qui dirige de façon synchrone le faisceau

d'électrons sur la cible, de manière à balayer ligne par ligne tous les points de l'image à analyser (fig. 13).

Il en existe actuellement trois grands types, en dehors des appellations commerciales propres à chaque constructeur : le Vidicon, le Plumbicon et le Newvicon, ou Low lag Vidicon.

Vidicon

C'est actuellement le plus répandu des tubes analyseurs. Le faisceau de lumière est reçu sur une cible, surface photosensible d'oxysulfure d'antimoine (Sb_2SO_3), dont la résistance électrique varie en fonction de l'intensité de la lumière reçue ; elle est très élevée dans l'obscurité et très faible en pleine lumière. Cette variation module le courant d'analyse, qui retourne à la source à travers une résistance de charge. Ces modifications de résistance électrique de la cible ne s'effectuent cependant pas à la même vitesse, parfois très élevée, que celle des changements de l'éclairement. Si la croissance du signal, pour atteindre son niveau le plus élevé, est relativement rapide, sa décroissance est beaucoup plus lente, et entre deux analyses (1/50 de seconde) la résistance n'a pas toujours le temps d'atteindre une valeur représentative de l'éclairement. La durée de l'émission électronique est supérieure à celle de l'éclairement et crée un phénomène de rémanence, principal inconvénient de ce tube, particulièrement gênant pour l'observation des mouvements rapides. Son maximum de sensibilité spectrale se situe vers 450 nm, dans le bleu, et nécessite donc une émission dans la même couleur de l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance. Le déflecteur décompose l'image en une succession de lignes dont le nombre est déterminé par le standard utilisé. La luminance de chaque ligne est analysée horizontalement, en commençant en haut et à gauche, et s'effectue de gauche à droite, et du haut vers le bas. Une image TV complète est composée en fait de deux demi-images (trames) décalées l'une par rapport à l'autre, selon des trames impaires et paires : c'est l'interlignage (fig. 14). Un standard de 625 lignes comporte en réalité deux demi-images de 312,5 lignes. Lors d'une analyse de 25 images/s (50 trames/s), chaque ligne est lue en 52 microsecondes. Le standard actuellement le plus performant comporte 1 249 lignes. Pour assurer la restitution de l'image sur le tube cathodique du récepteur, celle-ci doit être parfaitement synchronisée au tube analyseur. Cette synchronisation est assurée par des signaux insérés entre chaque ligne, les top lignes (ou stop lignes), et entre chaque image, les top images (ou stop trames). Le signal vidéo est l'ensemble du signal formé par l'analyse analogique de la luminance de l'image et des signaux de synchronisation. Il est amplifié jusqu'à une valeur moyenne de 1 volt, puis transmis par câble coaxial.

Plumbicon

Sa cible est constituée d'oxyde de plomb (PbO). Ce tube est beaucoup moins rémanent que le Vidicon, et permet donc l'analyse de phénomènes rapides. Son maximum de sensibilité spectrale se situe entre 480 nm et 560 nm, qui est le niveau de sensibilité des amplificateurs de luminance. Son contraste est élevé, améliorant encore la qualité de l'image (fig. 15). Son inconvénient est son prix, très supérieur à celui du Vidicon.

Newvicon (ou Low lag Vidicon)

Sa cible est complexe, formée de 2 couches, l'une formée de sélénium de zinc (ZnSe), l'autre d'un sel double : tellurure de zinc et de cadmium (ZnTe/CdTe). Son principe de base utilise des phénomènes de transfert de charges, voisins de ceux des semi-conducteurs. Sa qualité et son prix le placent entre les deux tubes précédents, mais l'existence d'un petit courant d'« obscurité » n'en permet pas l'utilisation pour la radiologie numérisée.

Le signal vidéo peut être utilisé de plusieurs façons :

- soit par connexion directe à un récepteur (moniteur) de télévision ;
- soit par connexion à un dispositif de numérisation ouvrant de très nombreuses possibilités :

traitement d'image, transfert, stockage, etc.

Moniteur de télévision

Il est essentiellement constitué d'un tube cathodique, le tube image, constitué d'une enceinte de verre où règne le vide, qui comprend :

- une source d'électrons ;
- un canon à électrons qui les concentre en un faisceau très fin ;
- une anode qui accélère les électrons ;
- un écran luminescent, qui restitue l'image ;
- un revêtement métallique interne, relié à l'anode (fig. 16).

A l'extérieur du tube est située une bobine de déflexion synchronisée au dispositif de balayage du tube analyseur de la caméra TV. La dimension de l'écran est déterminée en fonction de la distance à laquelle il doit être observé pour ne pas distinguer les lignes du balayage. En cas de vision rapprochée, l'écran doit être de petite taille, et plus grand en cas de vision éloignée.

En pratique, la distance correcte d'observation d'un moniteur de télévision est égale à 4 ou 5 fois la diagonale de l'écran rectangulaire. Cette diagonale caractérise d'ailleurs la dimension du tube cathodique (et le moniteur par extension).

Chaîne de télévision

L'ensemble tube analyseur, tube récepteur, dispositif de synchronisation constitue une chaîne de télévision. Chacune d'elle possède des caractéristiques précises, fonction de ses composants.

- *Bande passante et standard*. La bande passante est le nombre d'éléments-images que la chaîne peut transmettre. Pour un standard de 625 lignes, 25 images complètes sont transmises par seconde (50 demi-images interlignées, ce qui correspond à 6 250 000 éléments d'image par seconde). L'unité de bande passante étant le mégahertz (1 MHz = 10^6 Hz), la bande passante est ici de 6,25 MHz.
- Plus le standard est élevé, plus la bande passante augmente. Pour les chaînes les plus performantes de 1 249 lignes, elle atteint 25 MHz. Une chaîne de télévision peut être comparée à une chaîne ordinaire, dont le maillon le plus faible limite à lui seul les performances de l'ensemble, quelle que soit la résistance des autres composants. Tous les éléments doivent avoir la même bande passante. Dans le cas contraire, *la bande passante de l'élément le moins performant limite la bande passante de l'ensemble*. Il s'agit là d'une notion essentielle qui, lorsqu'elle est négligée, par économie ou ignorance, entraîne inéluctablement une moins bonne qualité de l'image finale.
- *Pouvoir séparateur de l'ensemble amplificateur + chaîne TV*. Le pouvoir séparateur d'une chaîne de télévision est limité par son standard et sa bande passante. Celui de l'ensemble amplificateur de luminance + chaîne TV est donné par le quotient : $\frac{\text{Nombre de paires de lignes de la TV}}{\text{Diamètre de l'amplificateur}}$
- Dans le cas d'un amplificateur de 23 cm couplé à une chaîne TV de 625 lignes, soit 312,5 images complètes, la limite du pouvoir séparateur de l'ensemble est de 312,5/23 = 13,5 pl/cm. En multipliant le standard par 2, en passant de 625 lignes à 1 249 lignes, il faut multiplier la bande passante par 4, la limite de résolution passe à 27 pl/cm. Il existe donc des limites technologiques à l'amélioration de l'image télévisée, ce qui souligne l'intérêt de la numérisation de l'image vidéo qui permet d'obtenir des images de qualité supérieure en modifiant les contrastes (tandis que la résolution spatiale ne change pas), et à condition de réduire le champ de l'amplificateur.
- *Stabilisation de l'image télévisée*. Des systèmes de stabilisation permettent d'obtenir une image vidéo de qualité constante, quelles que soient les variations de densité de l'objet observé, variations dues aux mouvements ou aux produits de contraste utilisés. Ces dispositifs agissent directement sur l'émission des rayons X en modifiant kV et mA, tout en restant dans les limites de doses prédéterminées. Ces automatismes peuvent être en général déconnectés, les constantes d'exposition étant alors réglées manuellement. Si cette déconnexion est parfois utile, elle peut être

dangereuse lorsque les paramètres sont mal établis : il est en effet fréquent d'utiliser les tensions (kV) trop basses, et des intensités trop élevées, atteignant 4-5 mA ou plus. La dose délivrée au patient est alors considérable, et réduit à néant un des avantages essentiels de l'amplificateur, qui est justement de réduire l'irradiation.

Utilisation de la radioscopie télévisée

La qualité des images obtenues est telle que l'observateur a trop souvent tendance à prolonger son observation, c'est-à-dire l'émission de rayons X. Les observations prolongées, outre l'usure du tube à rayons X qu'elles entraînent, délivrent encore au patient des doses d'irradiations non négligeables. Il faut donc insister sur la nécessité de procéder par « petits coups » de scopie, de durées brèves, et répétitives. Afin de réduire l'irradiation, des systèmes automatiques de fragmentation des séquences de radioscopie télévisées ont été mis au point (scopie pulsée). Ils ont cependant des inconvénients, et ne permettent pas de suivre avec précision certains mouvements rapides.

Ampliphotographie

- *C'est l'enregistrement photographique* de l'image de l'amplificateur sur un film de petit format, à l'aide d'une caméra appropriée, utilisant une des directions du répartiteur de lumière. Cette caméra est un véritable appareil photographique avec son objectif propre et un magasin de films. D'abord de 70 mm, le format actuellement utilisé est de 100 mm. Les films sont utilisés sous forme de rouleaux ou plus souvent de « plaques », d'exploitation plus facile, bien que nécessitant une mécanique plus complexe. Les cadences de prise de vues vont de 1 image/s à 6 images/s selon les appareils. L'exposition est habituellement contrôlée par un dispositif automatique. Une petite portion de lumière venant du centre de l'image est déviée par un prisme vers une cellule photo-électrique ou un photomultiplicateur qui agit directement sur un circuit de contrôle de l'intensité des rayons X (fig. 17).
- *Avantages de l'ampliphotographie*. Ils sont multiples :

- réduction des doses. La dose nécessaire pour un cliché d'ampliphotographie est environ 10 fois plus faible que la dose exigée par un cliché grand format réalisé avec un film classique et des écrans standard. Cette réduction de dose est devenue beaucoup moins importante avec l'utilisation des écrans rapides à terres rares, et il a même été prouvé que dans certains cas ces doses devenaient comparables ;
- qualité des documents. La réduction de dose est obtenue par diminution de l'intensité, et surtout de la tension, ce qui entraîne une augmentation du contraste, et donc de la résolution spatiale. Ces faibles constantes permettent d'autre part de travailler avec de petits foyers, 0,6 mm ou 0,3 mm, qui réduisent le flou géométrique, et améliorent encore la qualité de l'image ;
- rapidité de prise du cliché. Par rapport à l'observation de l'image télévisée, la prise du cliché est presque instantanée. Il s'agit là d'un avantage important par rapport au cliché radiographique, qui nécessite un transport de la cassette ; et ce temps de latence n'est évidemment pas modifié par l'utilisation des nouveaux écrans. L'ampliphotographie permet donc la saisie de phénomènes relativement rapides ; cet avantage est encore accentué si l'on dispose d'une caméra à 4 ou 6 images/seconde ;
- économie de surfaces sensibles. Le coût du film 100 mm est évidemment très inférieur à celui du film grand format. Mais il faut toutefois prendre en compte le prix élevé des caméras, bien qu'il soit habituellement compris dans les budgets d'investissement, et non dans les dépenses de fonctionnement ;
- facilité d'exploitation des documents. La petite taille des films rend leur exploitation et leur stockage bien plus faciles que ceux des clichés grand format. Il s'agit là d'un avantage non négligeable.

Radiocinéma

Il consiste à filmer à l'aide d'une caméra de cinéma l'image de l'écran secondaire de l'amplificateur, en utilisant une des directions du répartiteur. 80 % de la lumière est alors dévié vers la caméra de cinéma, et 10 % utilisé par le tube analyseur de télévision, permettant l'observation simultanée. de la séquence filmée (10 % de l'éclairement est absorbé par le miroir semi-transparent du répartiteur).

- *Le format du film* est actuellement de 35 mm ; le 16 mm, utilisé jadis, a été abandonné en raison de sa moins bonne résolution. Le format de l'image, ou fenêtre, est rectangulaire et mesure 24 × 18 mm. Si l'image de l'amplificateur, circulaire, doit être inscrite dans ce rectangle, elle mesure alors 18 mm de diamètre en plein format. Mais si l'on accepte de perdre une partie de l'image, un cadrage obtenu par modification de l'objectif permet d'agrandir la surface « utile » en inscrivant le rectangle dans le cercle (fig. 18).
- *L'obturateur*. Comme dans toute caméra de cinéma, le film doit être immobile pendant la prise de chaque cliché, et ensuite masqué pendant son déplacement, afin de ne pas être impressionné entre les clichés. Ce masque est réalisé par un obturateur tournant, constitué d'un demi-cercle opaque ; le temps d'obturation correspondant au déplacement du film est égal au temps d'ouverture (fig. 19).
- *Cadence de prise de vues*. La cadence de prise de vues varie en fonction de la rapidité du phénomène observé. Elle se situe entre 24 et 60 à 80 images/seconde. Les projecteurs utilisés pour la visualisation du film, après développement en machine, fonctionnent au maximum à 25 images/seconde et permettent des cadences inférieures (le « ralenti »), jusqu'à l'arrêt sur l'image.
- *L'émission de rayons X*. L'émission de rayons X ne doit avoir lieu que pendant la durée d'exposition du film pour ne pas irradier inutilement le patient ni charger inutilement le tube. Le générateur de rayons X est alors équipé d'un générateur d'impulsions qui bloque le passage de la haute tension lorsque le volet de l'obturateur est fermé, et ne la laisse exciter le tube que pendant quelques millisecondes, durant un temps un peu plus court que l'ouverture de l'obturateur. L'automatisme de l'exposition est assuré à l'aide d'un système optique analogue à celui de l'ampliphotographie, mais qui n'agit alors que sur l'intensité. Etant donné la cadence élevée de prise de vues, le tube s'échauffe peu à peu et la durée totale d'une séquence est limitée en fonction de la cadence et de la charge du tube, afin de respecter les limites de sa capacité thermique (cf. chap. « Tube à rayons X »). Très utilisé jusqu'à une époque récente, surtout en cardiologie, le radiocinéma voit son intérêt décroître avec le développement des techniques de numérisation et d'enregistrement des images vidéo.

Enregistrement sur bande magnétique (magnétoscope)

Il consiste à transférer le signal vidéo sur une bande magnétique ; les variations du signal vidéo (ou luminance) excitent un électro-aimant (la tête d'enregistrement) qui émet un champ magnétique transmis et enregistré sur une bande magnétique défilant devant lui. Les variations du signal suivent exactement celles de la lumière sur les lignes de l'image vidéo analysée, et permettent de la reconstruire sur l'écran d'un moniteur de télévision en utilisant alors la tête d'enregistrement comme tête de lecture. Le signal est enregistré obliquement sur la bande pour permettre une vitesse de déroulement acceptable. Un enregistrement « longitudinal » nécessiterait en effet une vitesse de déroulement irréalisable mécaniquement, en raison du nombre considérable d'informations. Ce nombre d'informations contenu dans un signal vidéo pour une image est en effet énorme : plus de 120 000 pour un standard de 625 lignes, et plus de 480 000 pour un standard de 1 249 lignes. Si seule la bande était mobile, il faudrait pour une image (standard 625 lignes) une vitesse de 20 m/s, ce qui n'est pas réalisable. Le procédé utilisé consiste alors à faire dérouler d'une part la bande magnétique autour d'un tambour, à la vitesse de 23 cm/s, et d'autre part à faire tourner obliquement la tête devant la bande à 50 tours/s. Ce tambour est rainuré de façon que la tête soit en contact étroit avec la bande. La bande magnétique s'enroule autour du tambour de façon hélicoïdale et les éléments du signal y sont reportés selon des lignes obliques.

Plus la bande est large, plus nombreuses sont les possibilités de stockage des éléments d'image par unité de temps, et meilleure est la qualité de l'enregistrement (fig. 20). Les appareils les plus performants utilisent des bandes de 1 pouce de large (25,4 mm), mais ceux-ci sont d'un prix prohibitif (fig. 21). Les magnétoscopes les plus utilisés actuellement sont des magnétoscopes à cassettes où la bande mesure 3/4 de pouce (U Matic) ou 1/2 pouce (12,7 mm). Sur ces appareils, la bande ne peut se dérouler de façon hélicoïdale et elle est horizontale. C'est alors le cylindre d'enregistrement (ou de lecture) qui est incliné par rapport à la bande. Les top lignes sont évidemment enregistrés, puisqu'ils font partie du signal vidéo ; ils synchronisent l'enregistrement sur la vitesse d'analyse du tube TV, en réglant la vitesse de déroulement de la bande et celle de rotation de la tête. Si l'on désire, à la lecture, un arrêt sur l'image, la bande est arrêtée, mais la tête de lecture tourne à la vitesse de 1 tour/trame. L'image est alors de qualité médiocre. Si la synchronisation n'est pas parfaite, on observe alors un phénomène de « glissement », l'image défilant alors lentement sur l'écran. Le ralenti est obtenu par ralentissement de la vitesse de déroulement de la bande.

Haut de page

Conclusion

L'analyse de l'image dynamique passe donc maintenant obligatoirement par un amplificateur de luminance et une caméra de télévision.

Si subsistent encore des installations équipées de caméras d'ampliphotographie et de radiocinéma, l'avenir est à la numérisation du signal vidéo et à ses applications, dont le disque optique numérique constitue actuellement le maillon ultime.

Figures

Fig. 1

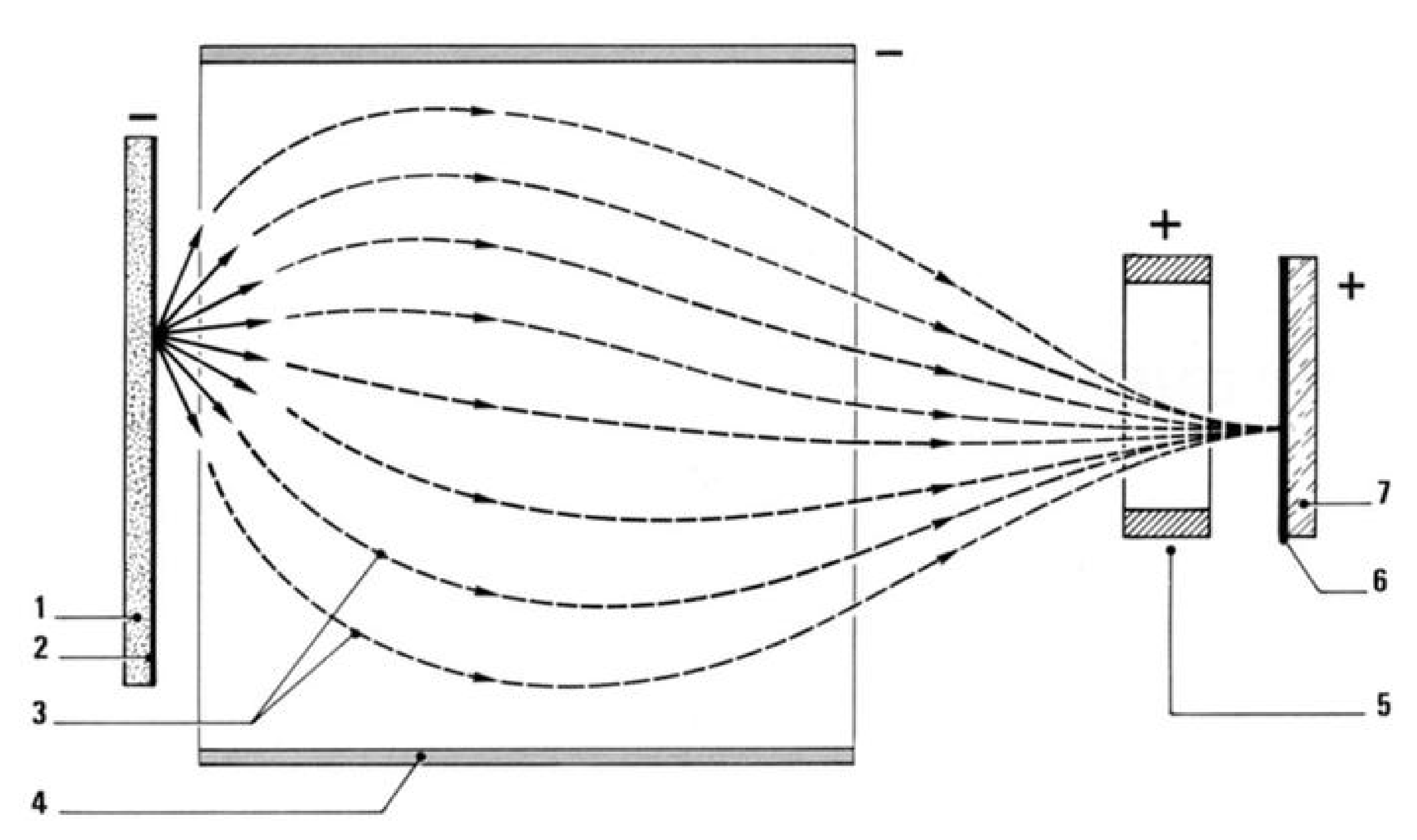
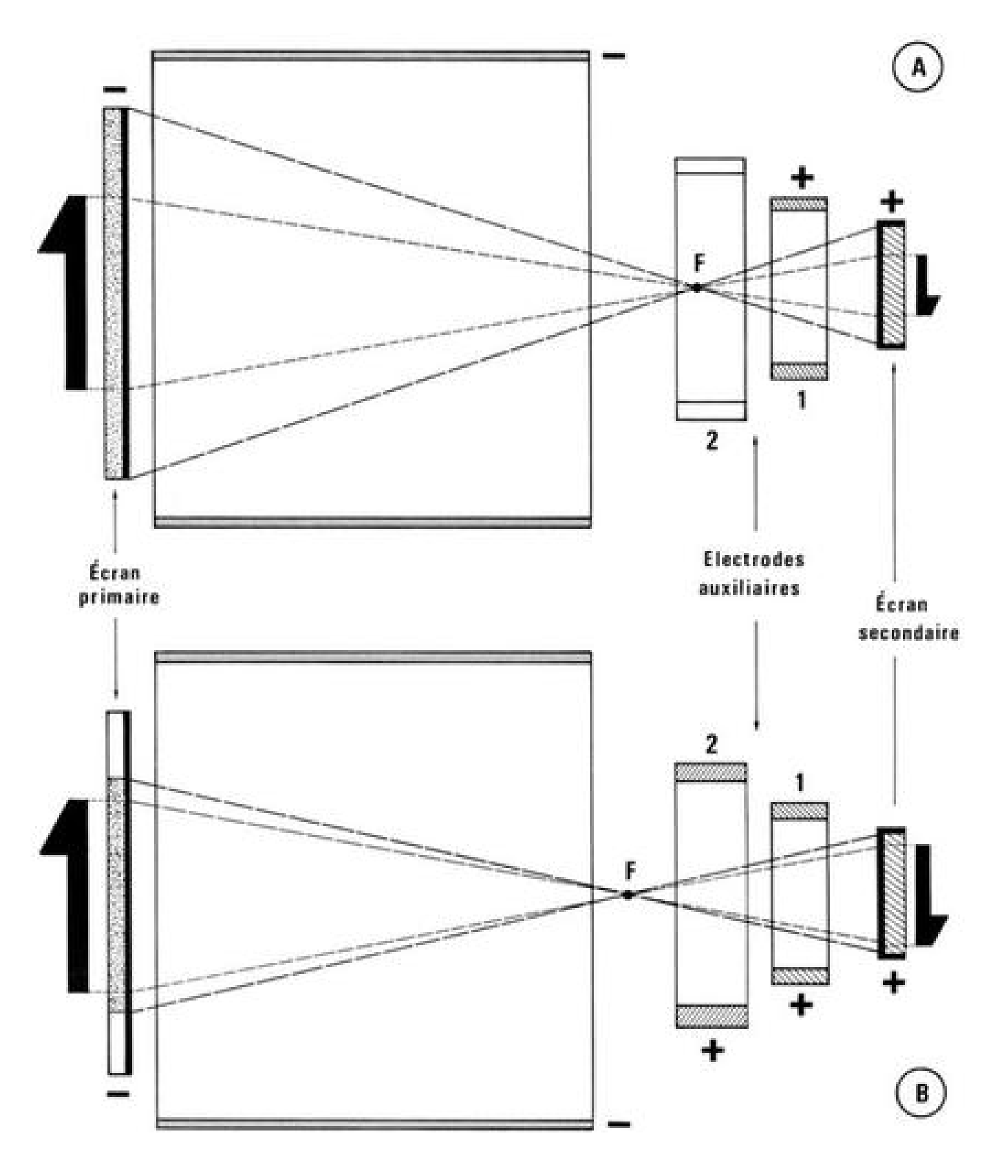


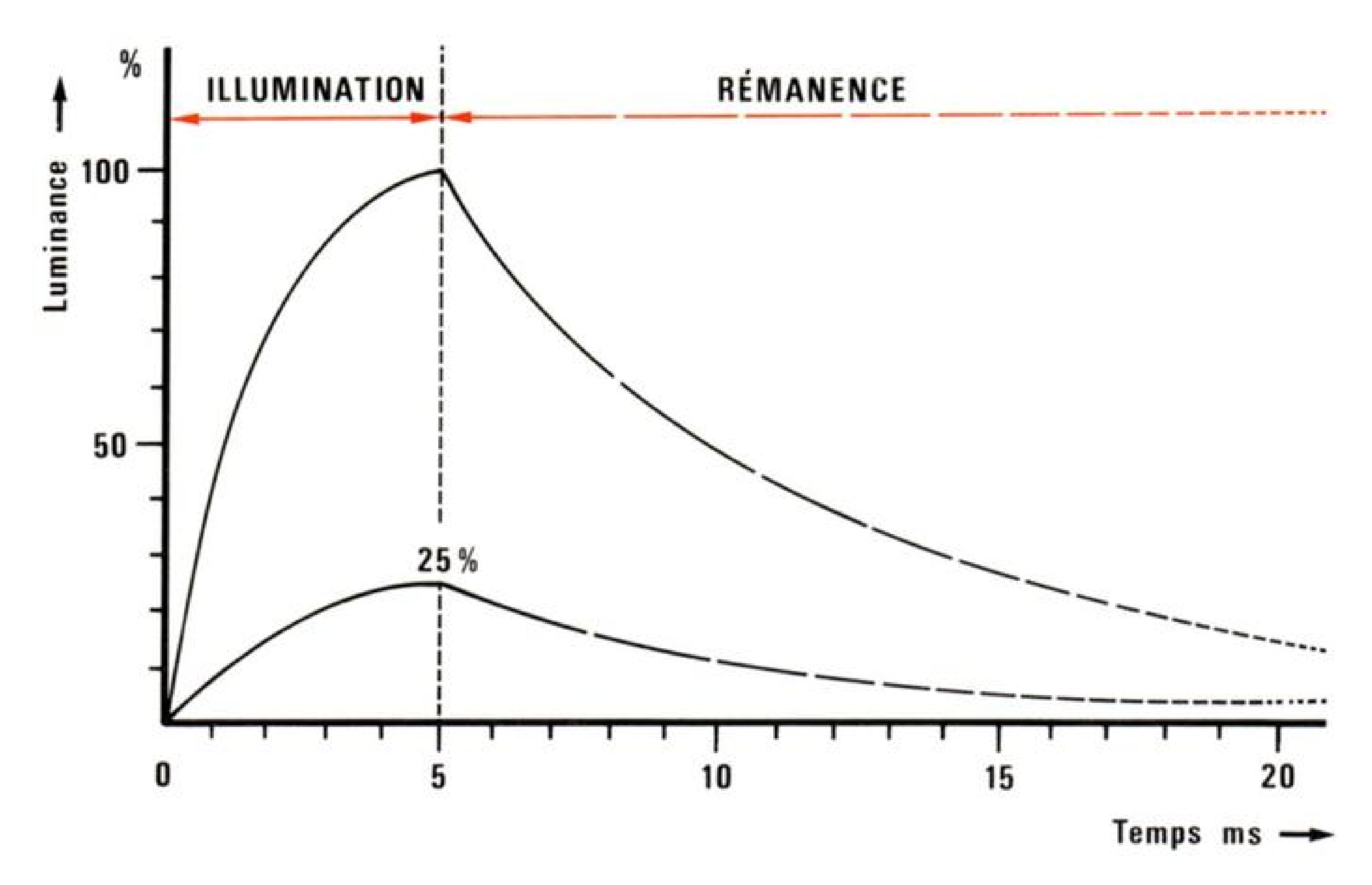
Schéma de principe de l'amplificateur de luminance. 1. Ecran primaire ; 2. Photocathode ; 3. Trajectoire des photoélectrons ; 4. Electrode auxiliaire de collection ; 5. Electrode auxiliaire de focalisation ; 6. Anode ; 7. Ecran secondaire.

Fig. 2



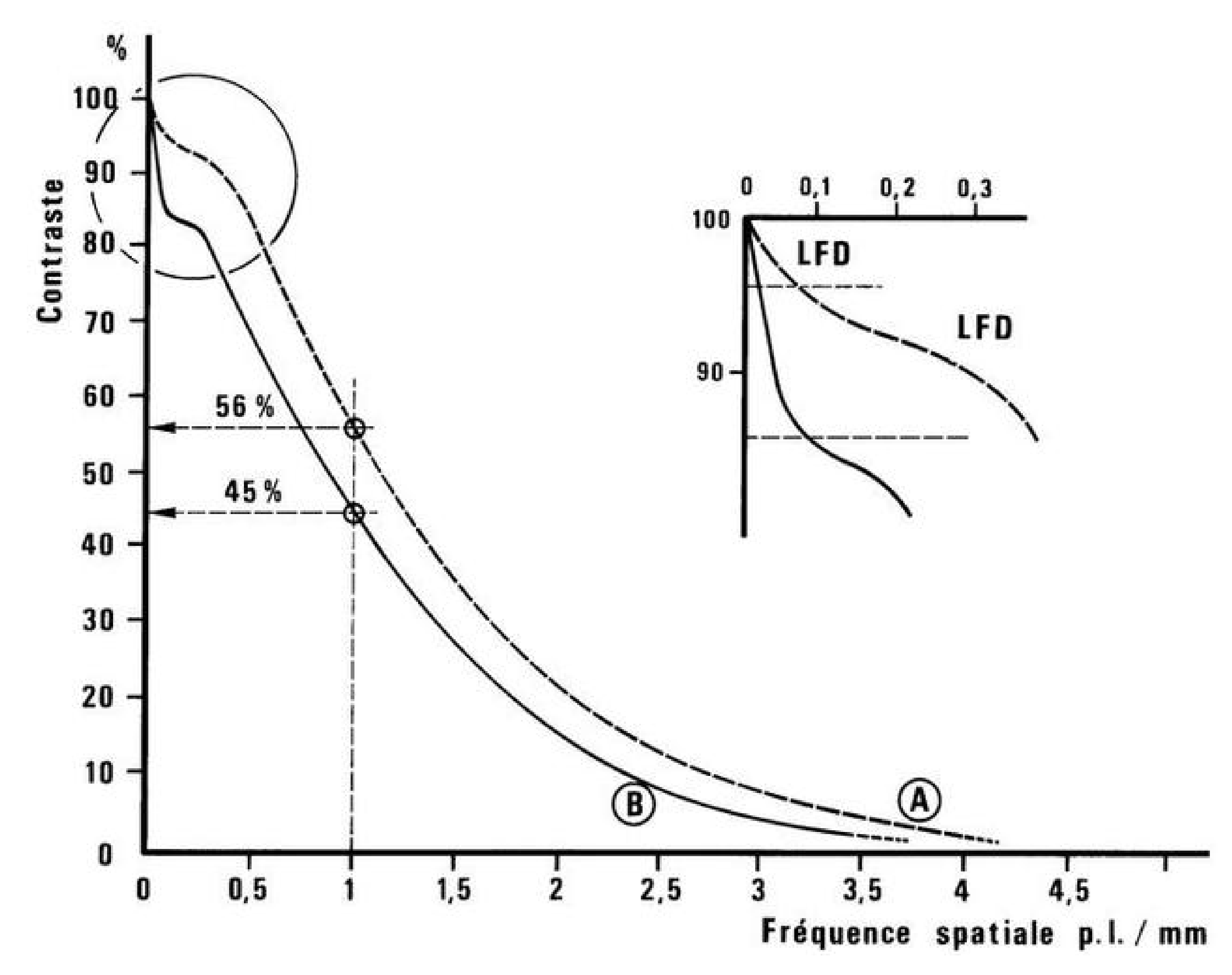
Amplificateur à 2 champs ; loupe électronique. A. Seule l'électrode auxiliaire 1 est alimentée. L'image de la totalité de l'écran primaire occupe tout l'écran secondaire. B. Loupe électronique. L'électrode auxiliaire 2 est aussi alimentée. Le foyer virtuel F se trouve éloigné de l'écran secondaire. La totalité de l'écran secondaire ne correspond plus qu'à une portion de l'écran primaire dont l'image se trouve alors agrandie.

Fig. 3



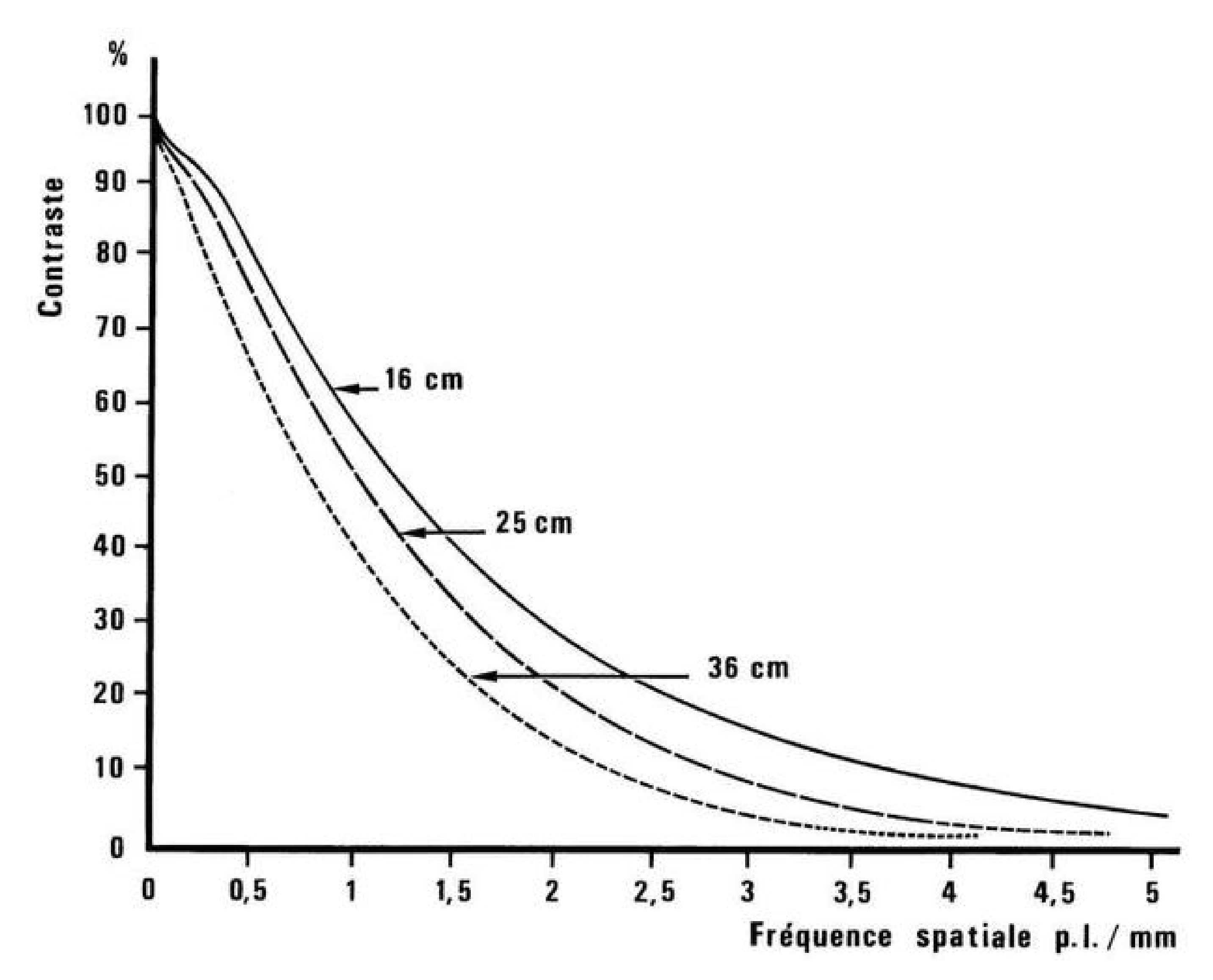
Courbe de variation de luminance d'un écran, à l'excitation et à l'extinction.

Fig. 4



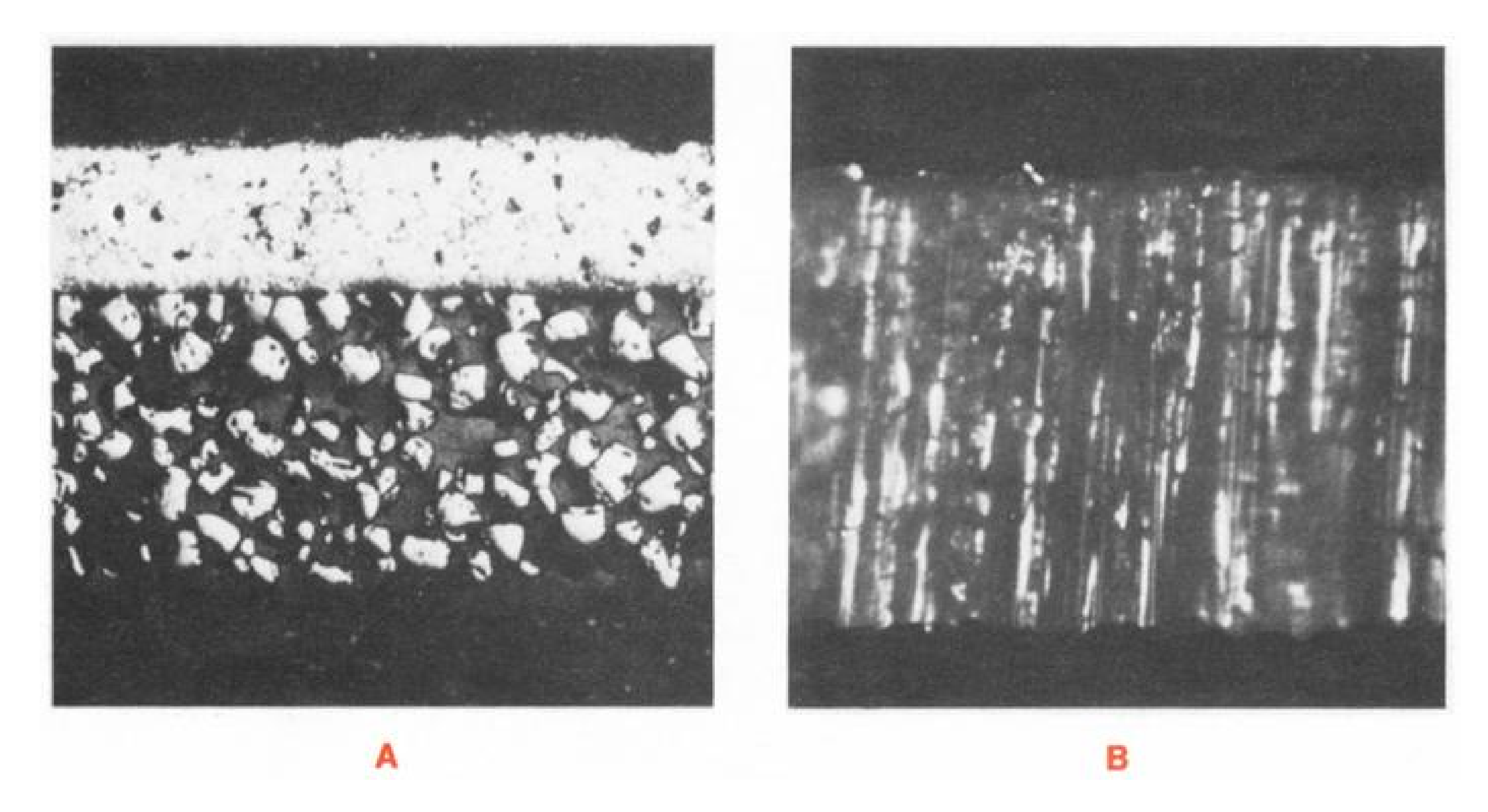
Courbe FTM de deux amplificateurs. La LFD de l'amplificateur A est moins importante que celle de l'amplificateur B. Le contraste de l'amplificateur A est meilleur que celui de l'amplificateur B, qui est de moins bonne qualité.

Fig. 5



Les courbes FTM d'un amplificateur à 3 champs montrent l'amélioration de la qualité de l'image en fonction de la réduction du champ.

Fig. 6



Coupes d'écrans primaires en iodure de césium. A. Ancien écran ; B. Ecran moderne. Structure basaltique.

Fig. 7

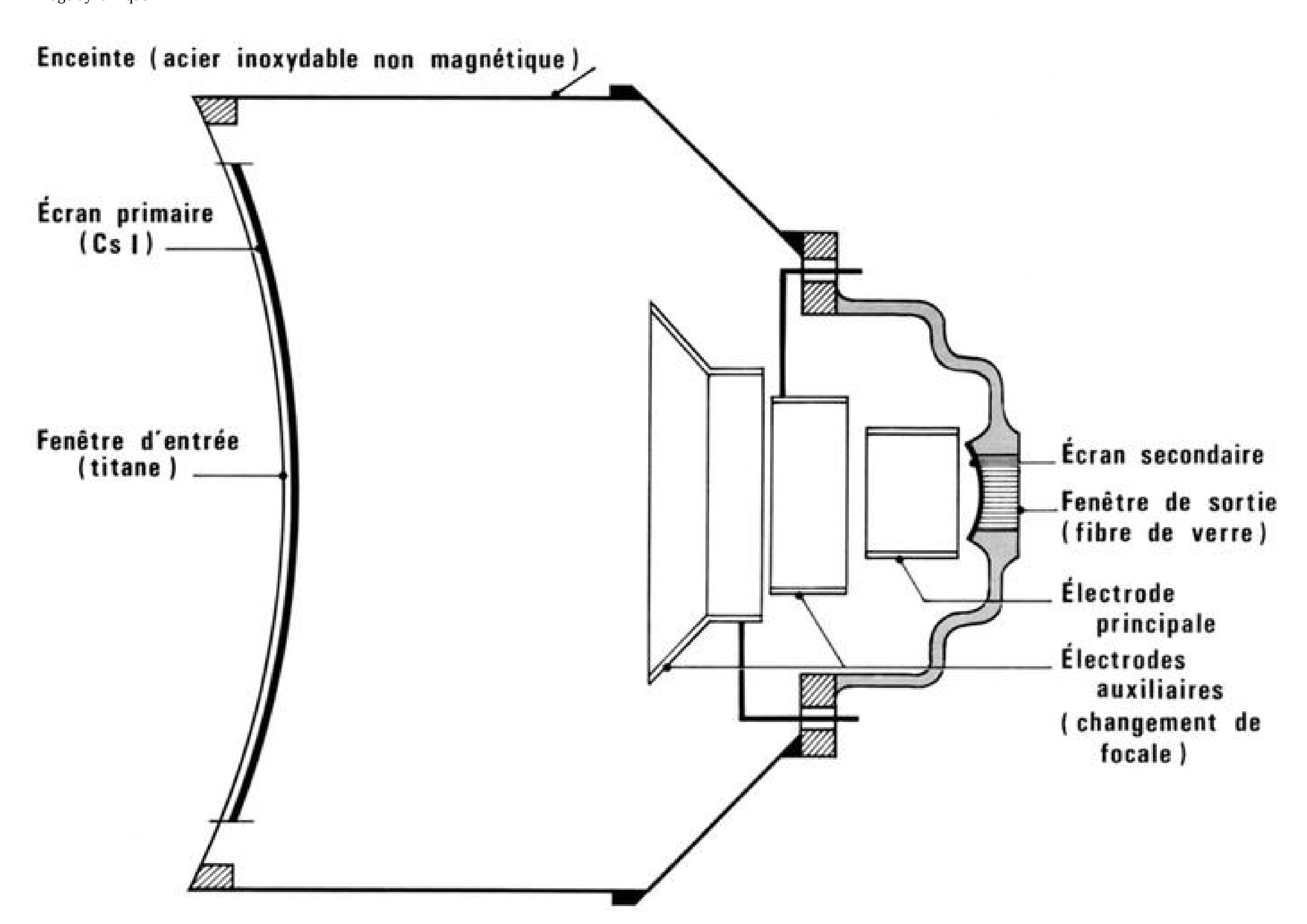
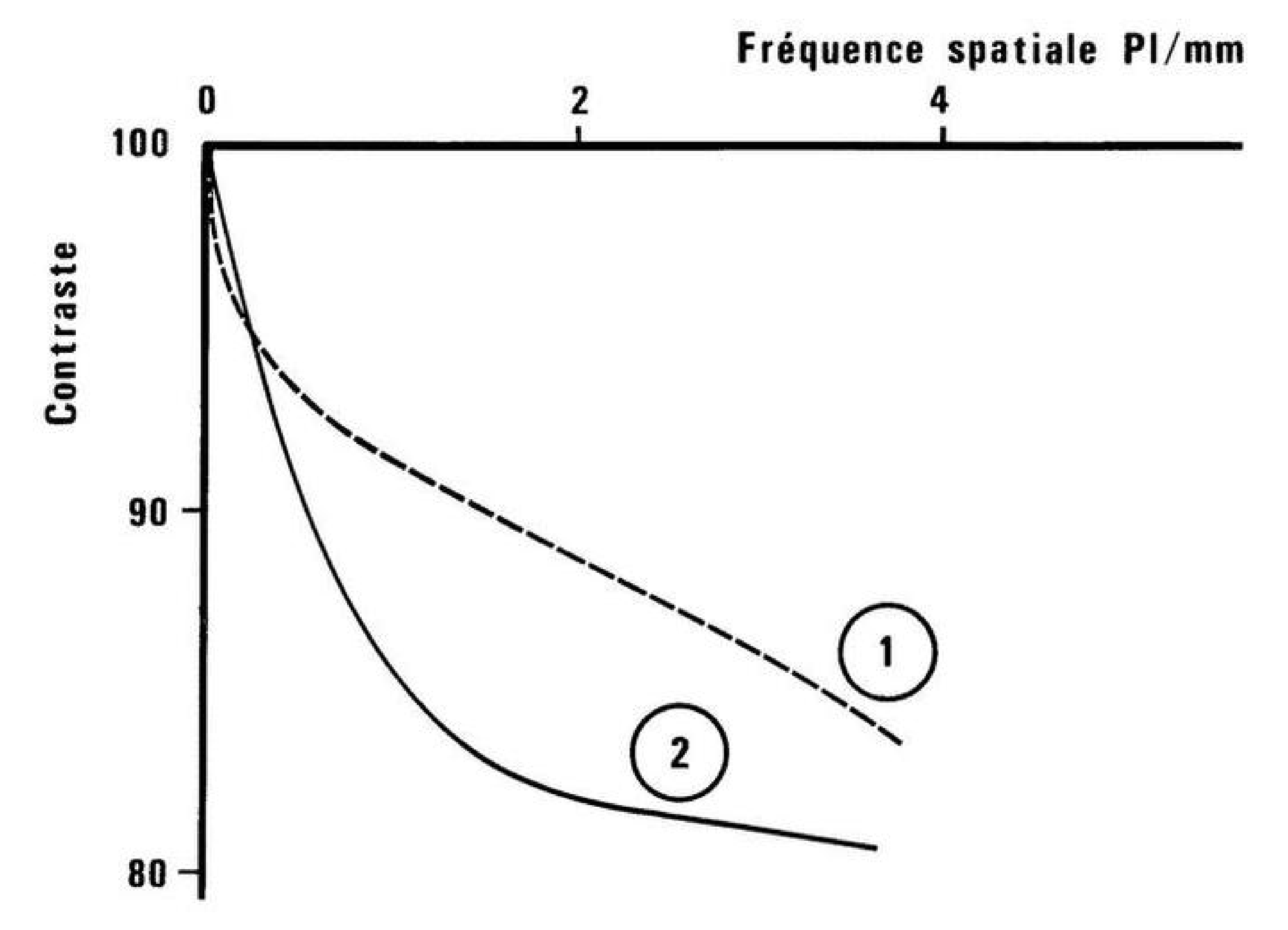


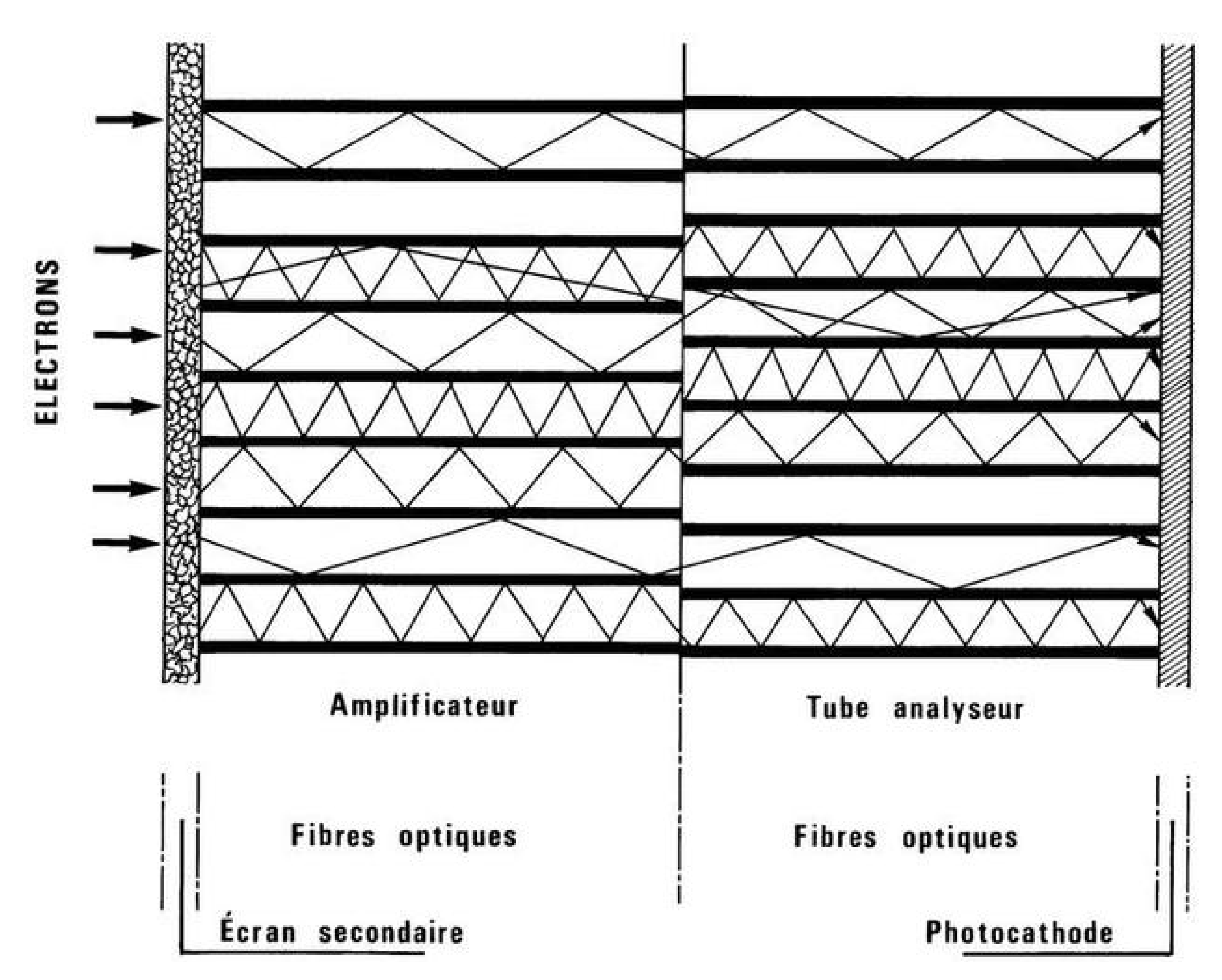
Schéma d'un amplificateur moderne.

Fig. 8



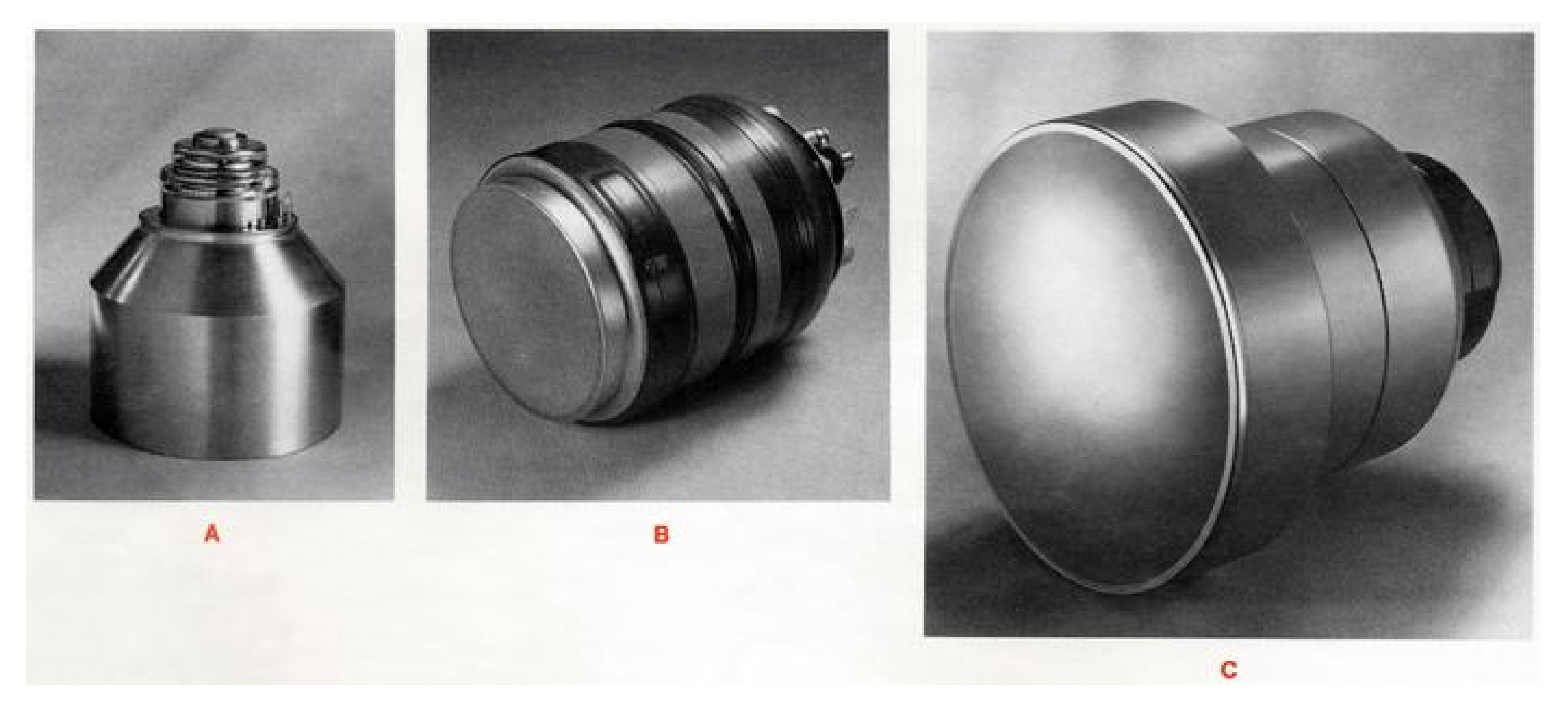
Section de courbes FTM montrant le gain en contraste de l'amplificateur 1 (fenêtre d'entrée en titane et optique de fibres de verre) par rapport à l'amplificateur 2 (fenêtre d'entrée en verre et optique de sortie à lentilles).

Fig. 9



Transmission de la lumière par deux optiques de fibres accolées, avec branchement direct du tube analyseur TV sur l'optique de sortie de l'amplificateur.

Fig. 10



A et B. Amplificateurs modernes à fenêtre d'entrée en titane et enceinte en acier inoxydable non magnétique (doc. Philips). C. Amplificateur à très grand champ (57 cm) (doc. Siemens).

Fig. 11

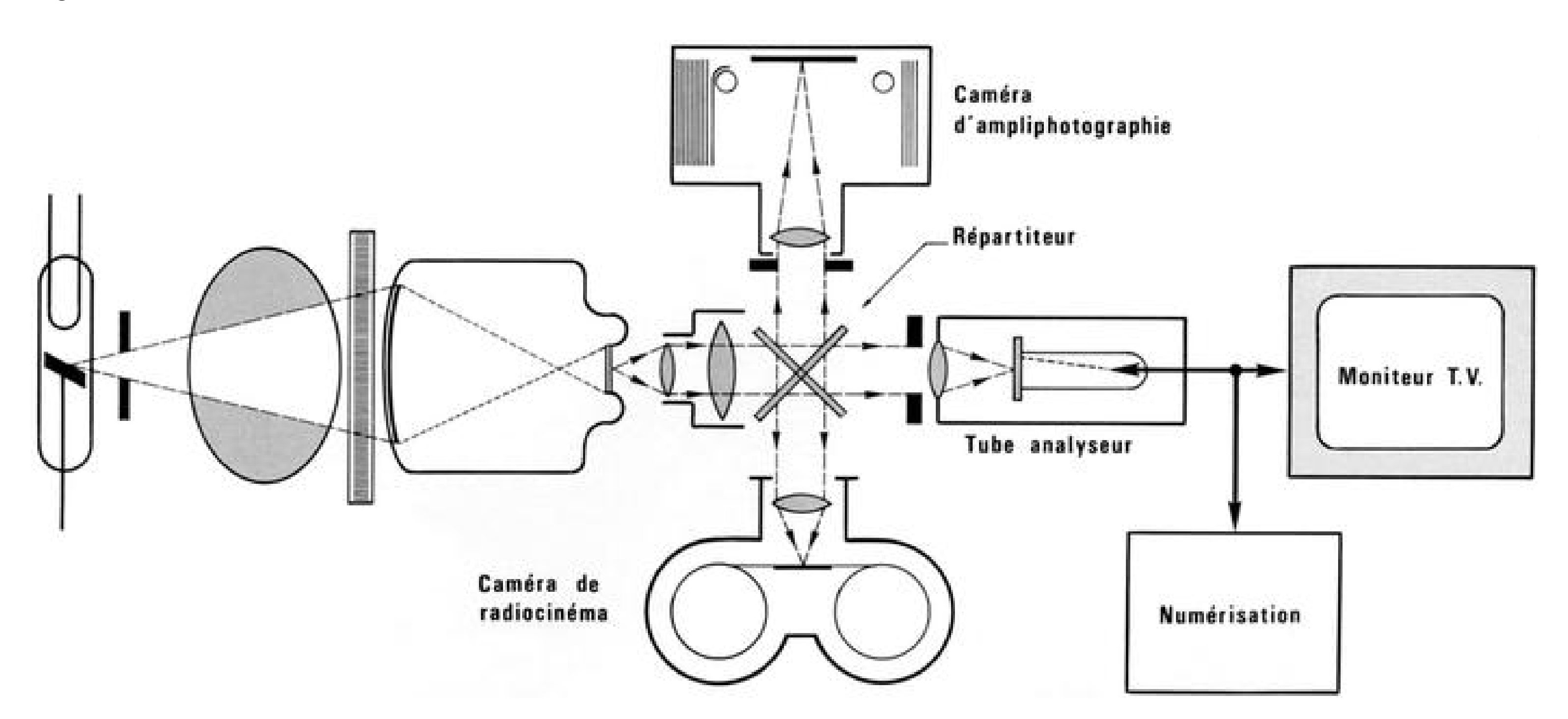


Schéma des utilisations de l'amplificateur de luminance.

Fig. 12

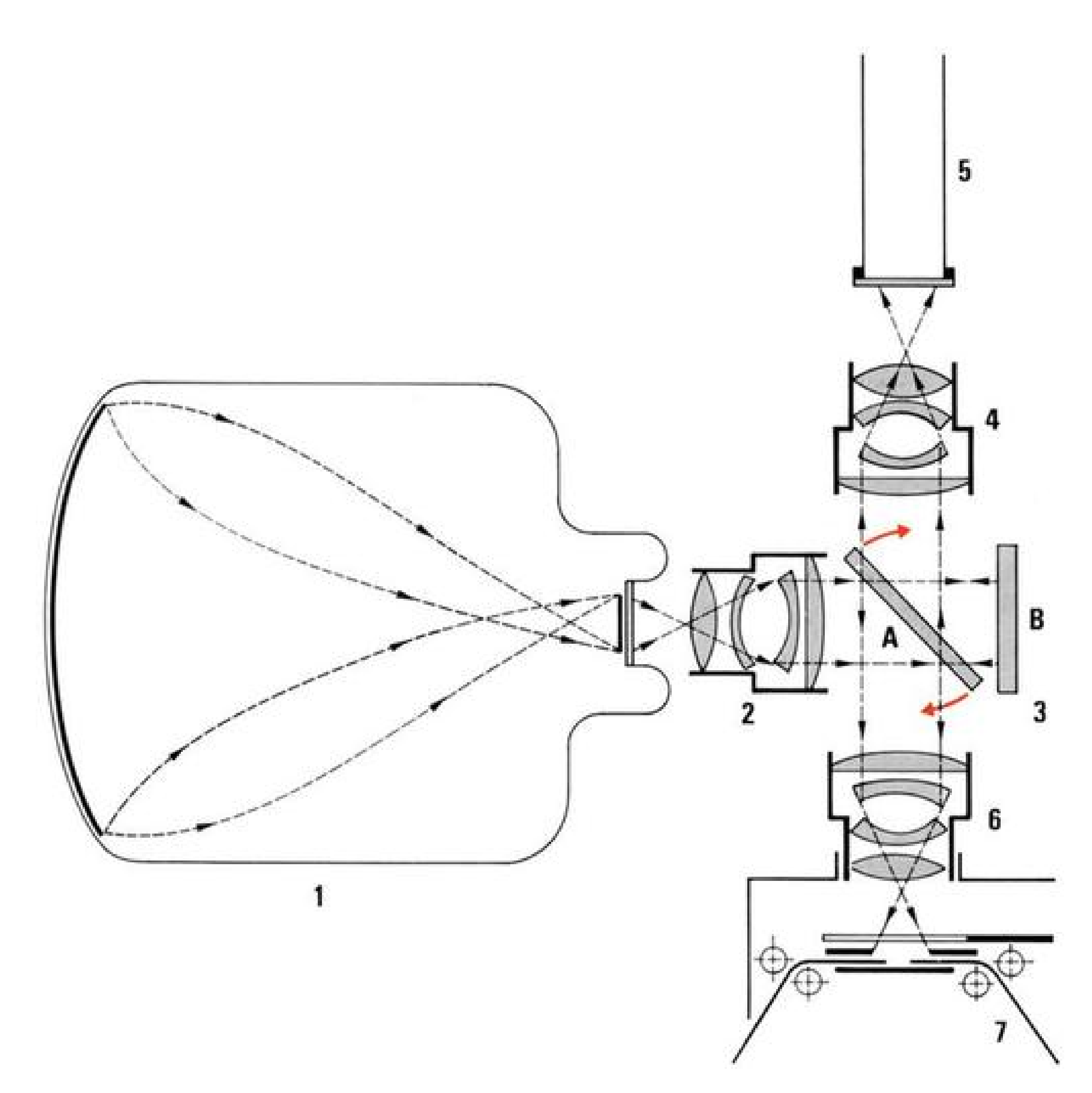
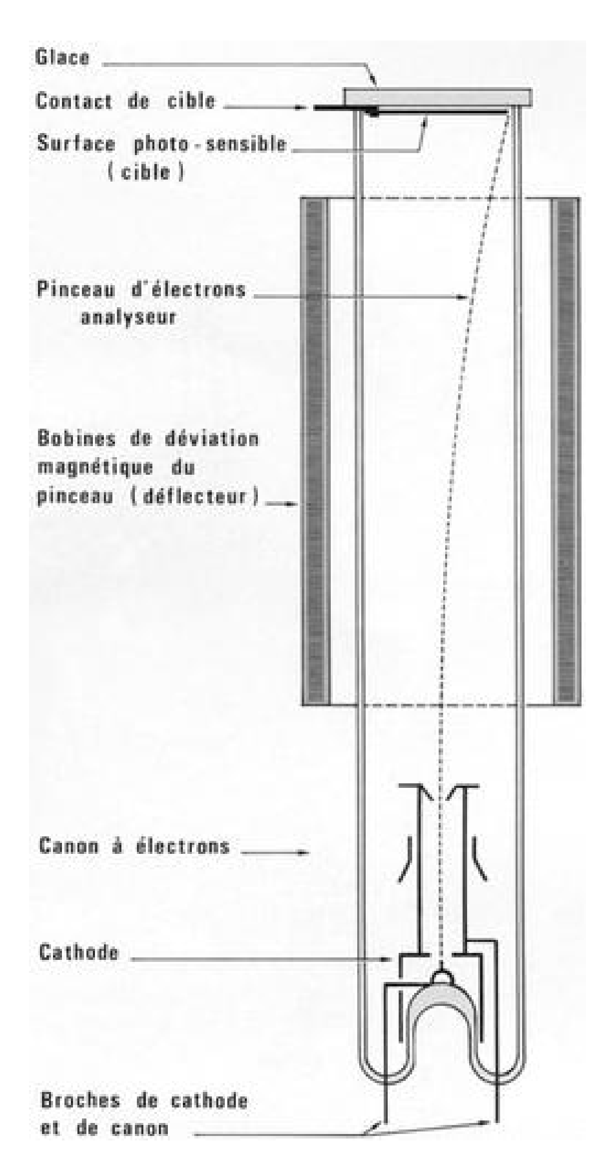


Schéma du répartiteur de lumière. 1. Amplificateur de luminance ; 2. Optique de base de l'amplificateur ; 3. Répartiteur de lumière : miroir semi-transparent mobile (A) et miroir réfléchissant fixe (B) ; 4-5. Optique et caméra TV ; 6-7. Optiques et caméra de radiocinéma.

Fig. 13



Tube analyseur de caméra de télévision (Vidicon-Plumbicon).

Fig. 14

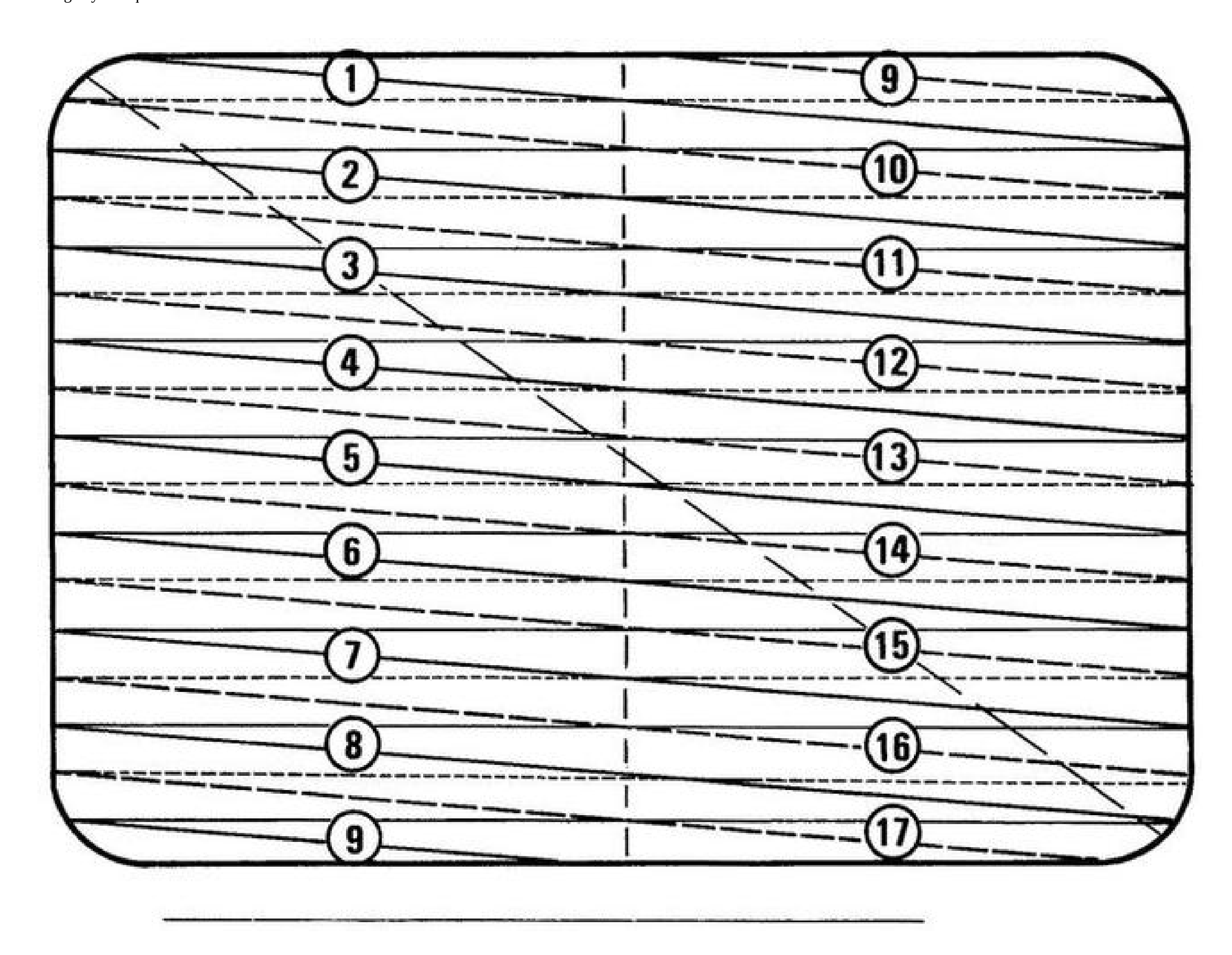


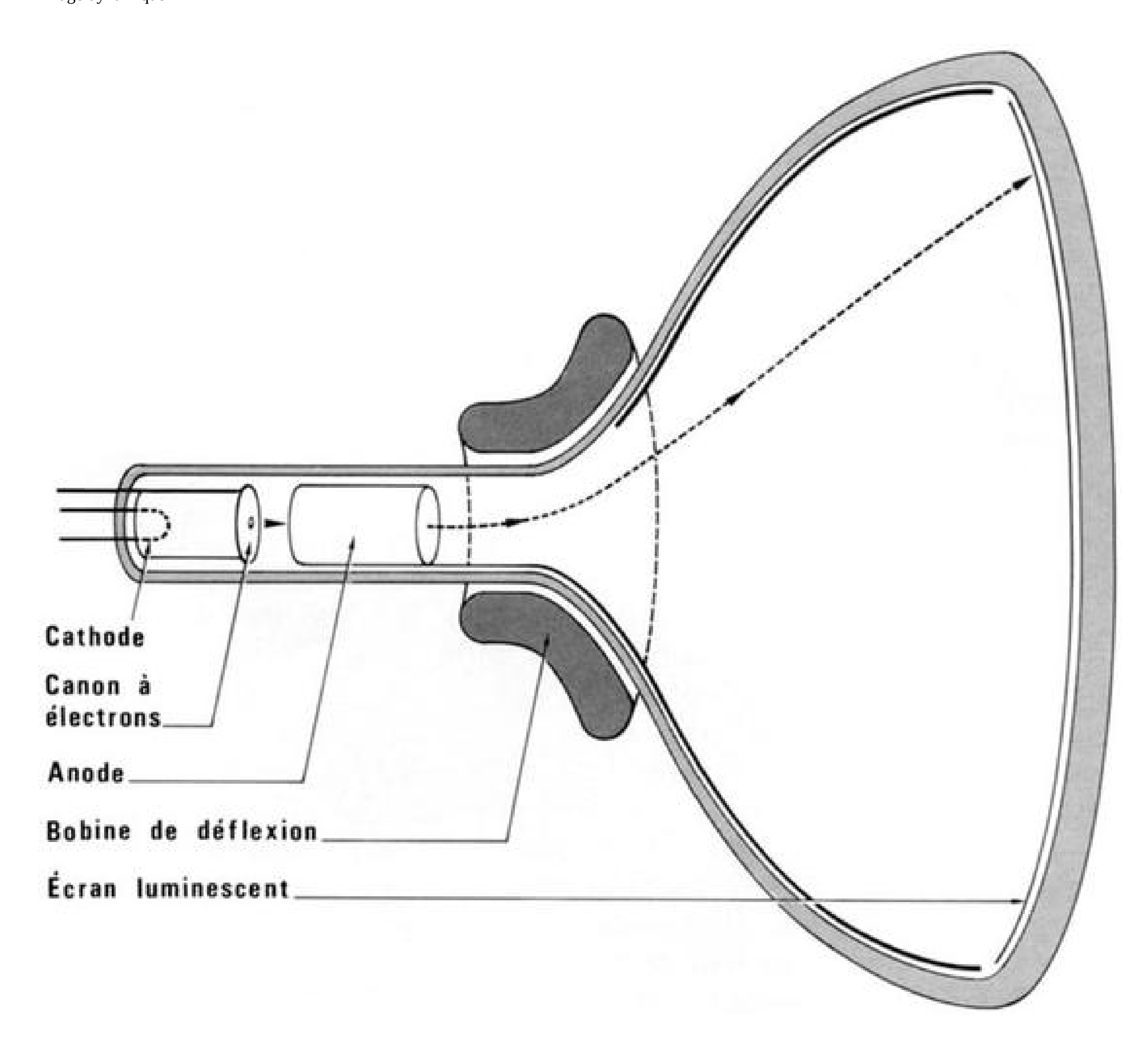
Schéma de balayage TV interligné et simplifié ici pour 17 lignes au lieu de 625.

Fig. 15



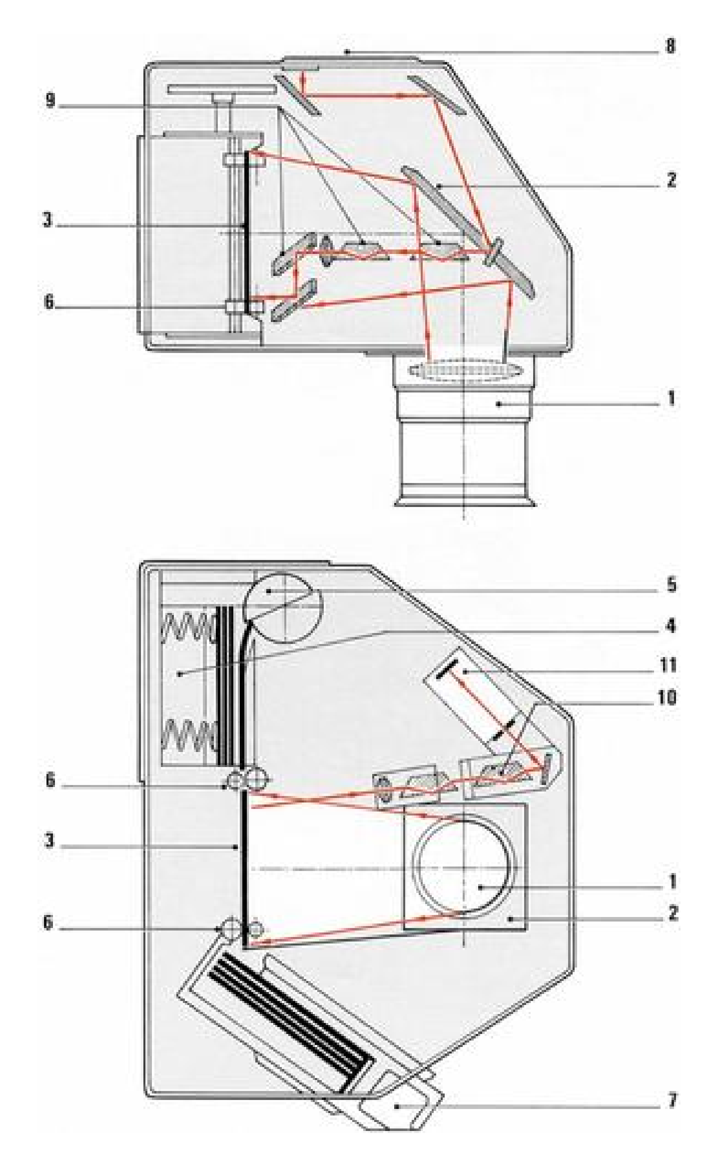
Tube analyseur Plumbicon (doc. Philips).

Fig. 16



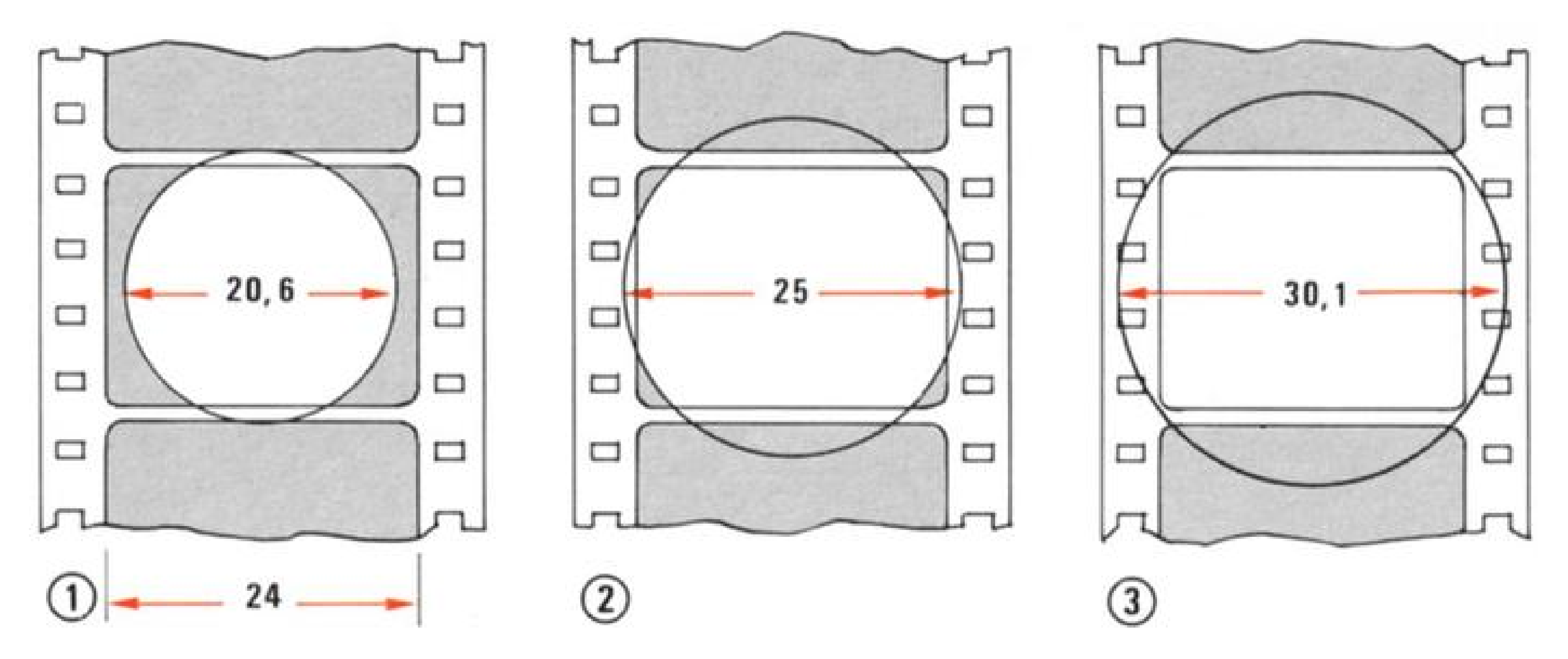
Tube image d'un moniteur de télévision.

Fig. 17



1. Objectif. 2. Miroir de renvoi de l'image. 3. Film en position de réception d'image. 4. Magasin débiteur des films vierges. 5. Rouleau à gradins d'entraînement film par film. 6. Galets d'entraînement du film. 7. Magasin récepteur des films exposés. 8. Fiche d'identité du patient. 9. Optique de marquage des données du patient. 10. Optique du posemètre automatique. 11. Photomultiplicateur de mesure.

Fig. 18



Exemples de dimensions d'images obtenues sur film 35 mm par modification des objectifs de la caméra de radiocinéma (Arritechno 35). 1. Objectif de 82 mm (exact framing) ; 2. Objectif de 100 mm (over framing) ; 3. Objectif de 120 mm (over framing total) (d'après doc. Siemens).

Fig. 19

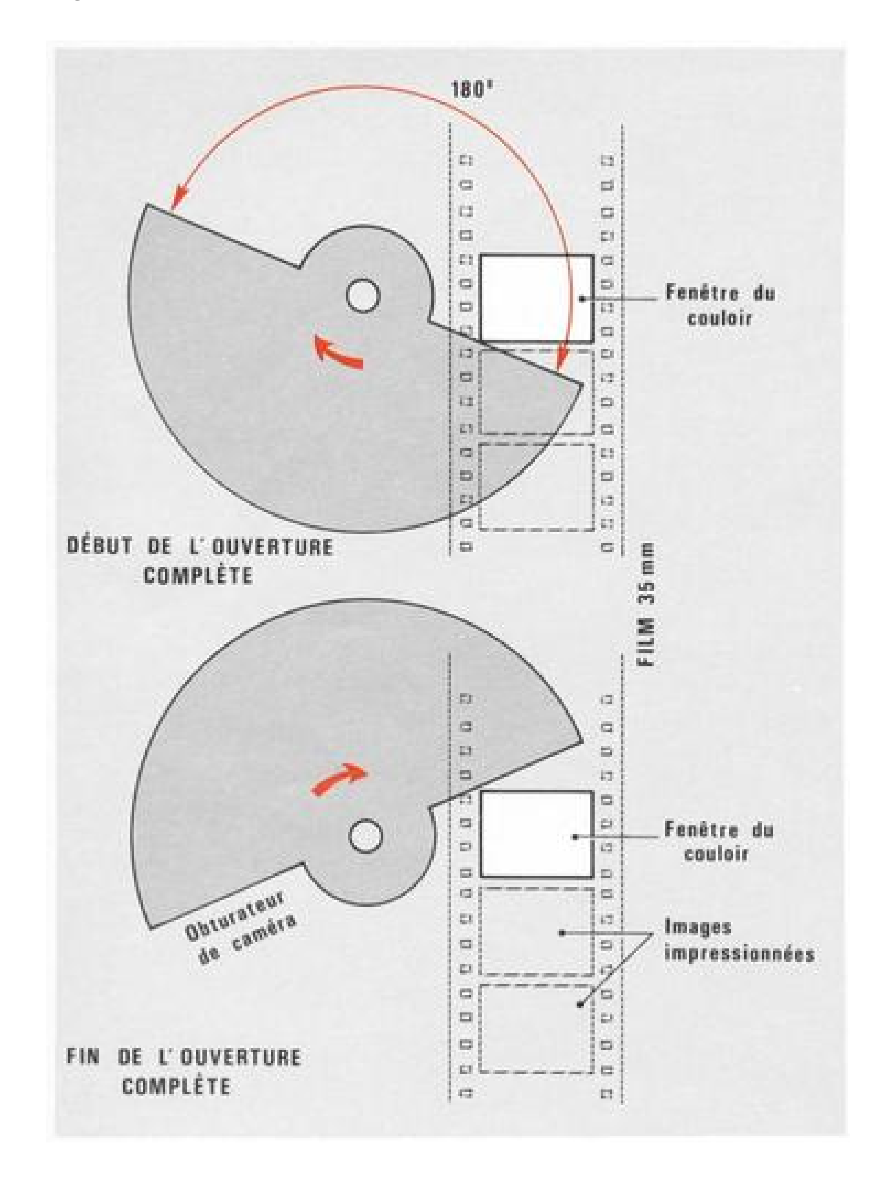
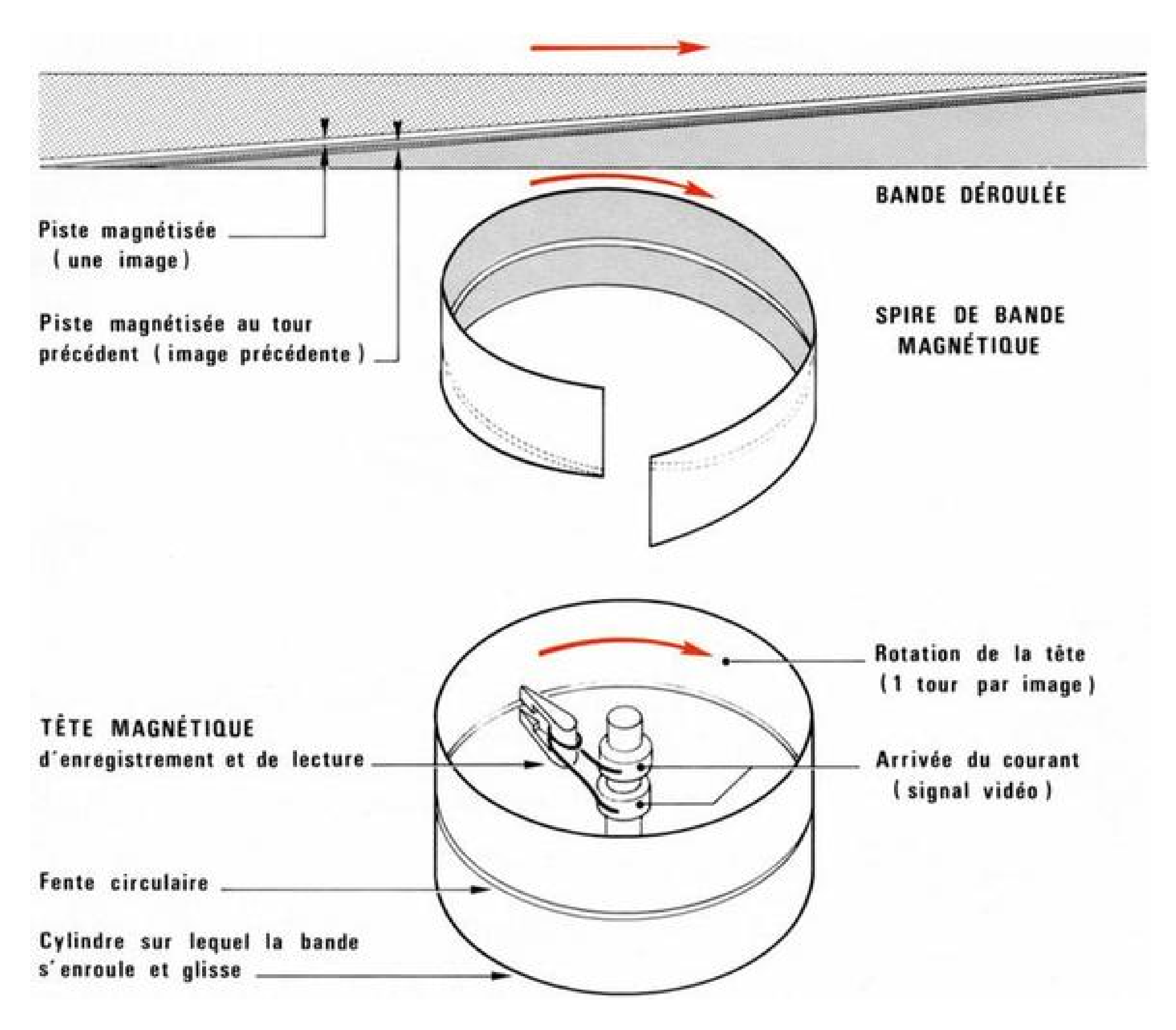


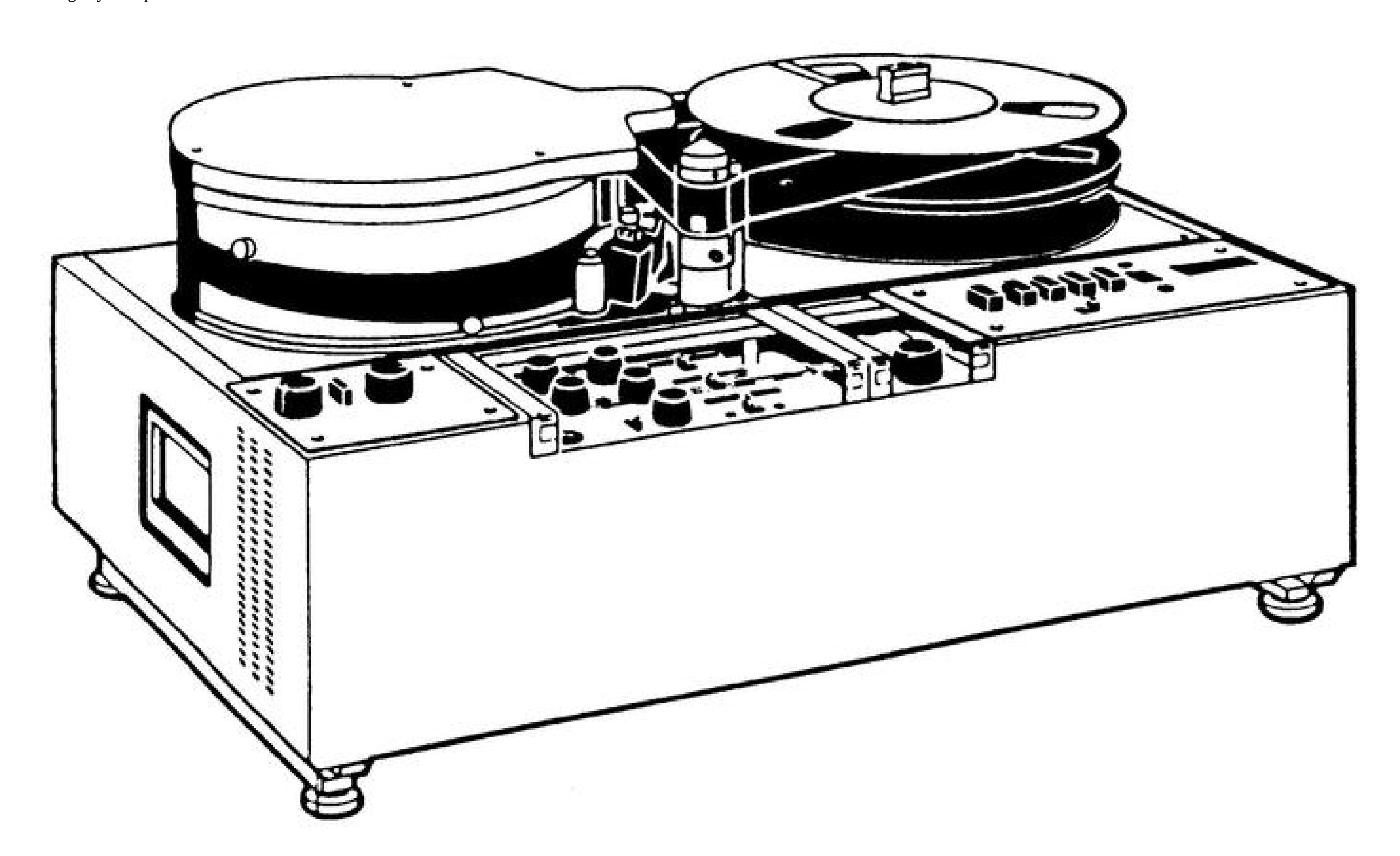
Schéma de l'obturateur de la caméra de radiocinéma.

Fig. 20



Magnétoscope. Cylindre d'enregistrement.

Fig. 21



Magnétoscope. Bande de 1 pouce.